

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik der

Universität Düsseldorf

Direktor: Prof. Dr. K. P. Schulitz

**Experimentelle Untersuchungen
über die Krafteinwirkung der Fixationshaken
des Harrington-Distraktions-Instrumentariums
auf Brust- und Lendenwirbel**

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Thomas Beyer

1983

Aus der ORTHOPÄDISCHEN KLINIK UND POLIKLINIK DER

UNIVERSITÄT DÜSSELDORF

Direktor: PROF. DR. K.P. SCHULTZ

EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN

ÜBER DIE KRAFTEINWIRKUNG DER FIXATIONSHAKEN

DES HARRINGTON-DISTRAKTIONS-INSTRUMENTARIUMS

AUF BRUST- UND LENDENWIRBEL

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin

Der medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf

vorgelegt von

THOMAS BEYER

1983

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez.: Prof. Dr. Brüster

Referent
gez.: Prof. Dr. Schulitz

Korreferent
gez.: Prof. Dr. Ulrich

INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
I. Einleitung	2
II. Grundlagen zum Thema	3
1. Anatomie der Wirbelsäule	3
2. Biomechanik der Wirbelsäule	4
3. Pathologie der Skoliose	8
4. Therapie der Skoliose (unter besonderer Berücksichtigung des Harrington-Verfahrens)	11
III. Eigene Untersuchungen	16
1. Untersuchungsmethoden	16
a) Untersuchungsmaterial	16
b) Erläuterungen zur Universalprüfmaschine	18
c) Schallemissionsanalyse	20
d) Prinzip der Messung mit Dehnungsmeßstreifen	24
e) Versuchsablauf	28
2. Untersuchungsergebnisse	29
a) Ergebnisse des Belastungstests	29
b) Untersuchung des Dehnungsverhaltens	35
c) Vergleich der Registrierungen von Dehnungsmeßstreifen, Schallemission und Kraftkurvenverlauf	37
d) Materialeigenschaften des Knochens	44
e) Unterschiede zwischen einzelnen Wirbelgruppen	52
f) Auswirkungen der höheren Belastungsgeschwindigkeit	54
IV. Diskussion	55
1. Diskussion der Methoden	55
2. Diskussion der Ergebnisse	57
V. Zusammenfassung	62
VI. Literaturverzeichnis	64

I. EINLEITUNG

Die Behandlung der skoliotischen Wirbelsäule, also einer seitlich gekrümmten Wirbelsäule, besteht heute zum einen in der Korrektur der Krümmung, zum anderen in der Stabilisierung der erreichten Verbesserungen.

Vorrichtungen, die direkt an der Wirbelsäule selbst wirkten, wurden zu diesem Zweck zuerst von ALLAN (1955) entwickelt. Er befestigte eine Metallvorrichtung an den Querfortsätzen auf der konkaven Kurvenseite. Federn wurden von GRUCA (1958) benutzt, um die Wirbelsäule zu strecken und die Krümmung auszugleichen. Andere Systeme wurden von WEJSFLOG (1960), WENGER (1961) und KAZMIN (1961) beschrieben. 1962 berichtete HARRINGTON über 10-jährige Erfahrung mit der von ihm entwickelten Kombination aus Distraktions- und Kompressionsvorrichtungen. Die Vorteile dieses Verfahrens sind nach SCHEIER und BEST (1973) eine kürzere Vorbereitung der Patienten vor dem Eingriff, eine raschere Mobilisation nach der Operation und eventuell eine bessere Korrektur als bei anderen Methoden. Wie bei jedem chirurgischen Eingriff dieses Ausmaßes gibt es allerdings auch Komplikationen. Da während der Operation vom Orthopäden Kraft über mechanische Vorrichtungen auf die Wirbelsäule ausgeübt werden muß, ist einer der Schwachpunkte an der Stelle der unmittelbaren Krafteinwirkung auf den Wirbel zu suchen. Unter diesem Aspekt haben wir mit Hilfe zweier Untersuchungsmethoden aus der Werkstofftechnik Versuche durchgeführt, die uns Aufschluß über das Geschehen an den Ansatzstellen der Kraft und um diese herum geben sollen.

II. GRUNDLAGEN ZUM THEMA

1. Anatomie der Wirbelsäule

Jeder Wirbel besteht aus dem Wirbelkörper und dem Wirbelbogen, von dem mehrere Fortsätze abgehen (Abb. 1). Der Übergang zwischen Wirbelkörper und -bogen wird als Bogenwurzel bezeichnet. Da die kranialen und kaudalen Gelenkfortsätze eines Wirbels nicht in der gleichen Frontal- und Sagittalebene stehen, sondern etwas versetzt zueinander, entsteht ein Bereich am Bogen, der Interartikularportion (IAP) genannt wird. Untereinander werden die Wirbelkörper durch Zwischenwirbelscheiben verbunden, die vorwiegend aus elastischem, stark wasserhaltigem Gewebe bestehen. Die Stabilität der Wirbelsäule wird durch Bänder erhöht, die über Wirbelkörper, Zwischenwirbelscheiben und Fortsätze ziehen (Abb. 2).

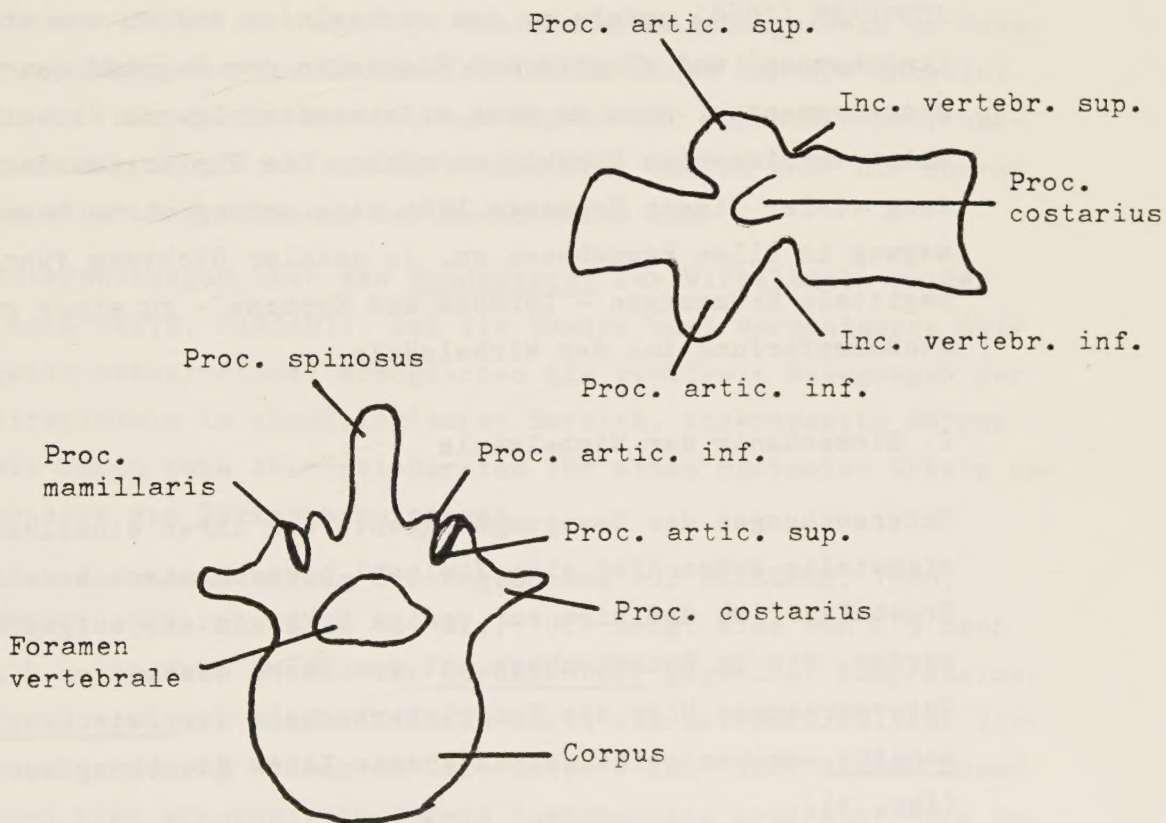
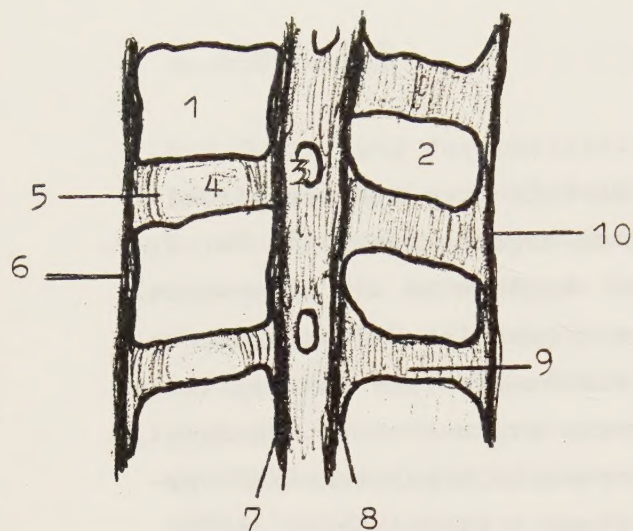


Abb. 1 Lendenwirbelkörper (von kranial und lateral)



- 1= Wirbelkörper
- 2= Dornfortsatz
- 3= Zwischenwirbelloch
- 4= Nucleus pulposus
- 5= Anulus fibrosus
- 6= Lig. longitudinale anterius
- 7= Lig. longitudinale posterius
- 8= Lig. flavum
- 9= Lig. interspinale
- 10= Lig. supraspinale

Abb. 2 Lendenwirbelsäule (Medianschnitt)

JUNGHANS (1968) prägte zu dem wechselnden Aufbau aus starren (knöchernen) und elastischen Elementen den Begriff des Bewegungssegmentes, wozu er zwei aufeinanderfolgende Wirbel mit allen verbindenden Strukturen zählt. Die Hintereinanderschaltung vieler dieser Segmente läßt eine umfangreiche Gesamtbewegung in allen Raumebenen zu. In axialer Richtung führen sagittale Krümmungen - Lordose und Kyphose - zu einer guten Stoßdämpferfunktion der Wirbelsäule.

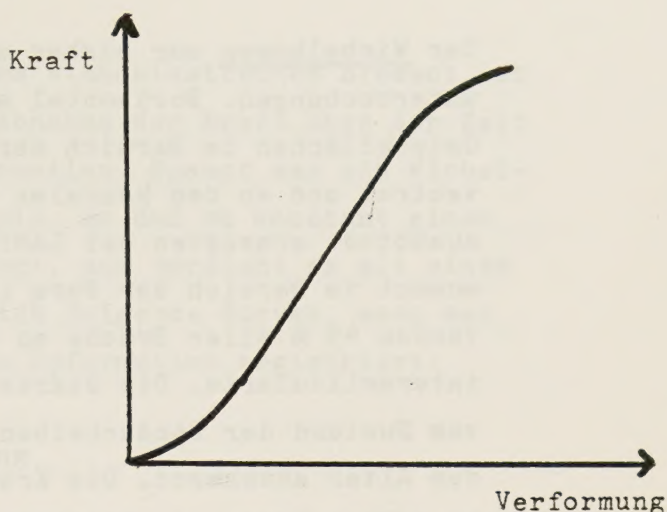
2. Biomechanik der Wirbelsäule

Untersuchungen der Bewegungssegmente und ihrer einzelnen Bestandteile erbrachten eine Vielzahl biomechanisch bedeutsamer Ergebnisse, so daß hier nur wenige Erkenntnisse aufgeführt werden, die im Zusammenhang mit dem Thema stehen.

Untersuchungen über die Komprimierbarkeit der Zwischenwirbelscheibe ergaben meist nebenstehende Last- Stauchungskurve (Abb. 3).

Abb. 3

Last- Stauchungs-
Diagramm der
Zwischenwirbelscheibe



Man erkennt, daß niedrige Belastungen die Bandscheibe relativ stark verformen. Wird die Last jedoch größer, wird die Zwischenwirbelscheibe starrer. Das Verhalten der Bandscheibe ist daher belastungsabhängig. Um die relative Stärke der Bandscheibe mit dem Wirbelkörper gegenüber Kompressionen vergleichen zu können, führten BROWN et al. 1957 statische Belastungstests an Bewegungssegmenten der Lendenwirbelsäule (ohne hintere Anteile) durch. Sie fanden heraus, daß zuerst der Knochen brach, nämlich die Endplatte des Wirbelkörpers, daß es aber nie zuerst zu einer Beschädigung der Bandscheibe kam.

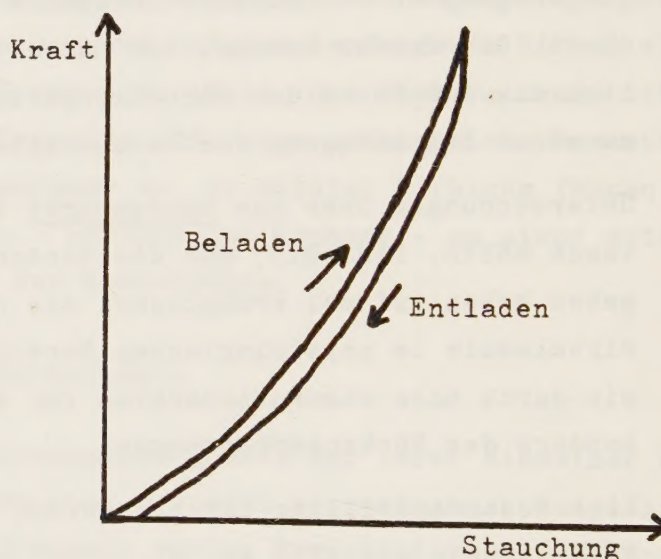
Untersuchungen über den Bandapparat der Wirbelsäule zeigen (nach WHITE, PANJABI), daß die Bänder zwei verschiedene Aufgaben haben: einmal ermöglichen sie ruckfreie Bewegungen der Wirbelsäule im physiologischen Bereich, andererseits sorgen sie durch hohe Absorptionsraten für einen maximalen Schutz besonders des Rückenmarkstranges.

Eine Zusammenstellung der Ergebnisse von MESSERER, 1880, PERRY, 1957, und BELL et al., 1967 zeigt eine von C 3 nach L 5 zunehmende Stärke der Wirbelkörper gegenüber Kompression. Trotz einiger, wahrscheinlich durch die unterschiedliche Versuchsanordnung bedingten Unterschiede läßt sich dieser Trend doch klar erkennen. In diesem Zusammenhang erscheint eine Untersuchung von WEAVER (1966) interessant, der durch Kraftmessungen feststellte, daß die Materialeigenschaften der Spongiosa der Wirbel L 3, L 4 und L 5 in etwa gleich sind. Die Unterschiede in der Widerstandsfähigkeit sind also sehr wahrscheinlich nur der Größe der Wirbel zuzuschreiben.

Der Wirbelbogen war bisher das Ziel nur weniger Belastungsuntersuchungen. Horizontal angreifende Kräfte, die an den Gelenkflächen im Bereich der oberen Gelenkfortsätze nach ventral und an den kaudalen Gelenkflächen nach dorsal Zug ausübten, erzeugten bei LAMY et al. (1975) eine Art Drehmoment im Bereich der Pars interarticularis. Die Untersucher fanden 45 % aller Brüche an der Bogenwurzel, 33 % an der Pars interarticularis. Die Stärke der Wirbelbögen war unabhängig vom Zustand der Bandscheiben und Geschlecht, dafür aber mit dem Alter abnehmend. Die Kräfte beim Bruch betrugen bei LAMY um 3000 N (300 kp). ROLANDER (1966) fixierte den Wirbel am Dornfortsatz und belastete dann den Wirbelkörper von kranial her. Der Wirbelbogen brach bei Kräften um 700 N (70 kp).

Da es sich bei einem Wirbelsegment oder Einzelwirbel um einen Körper mit viskoelastischen Eigenschaften handelt, findet man hierbei auch das Phänomen der Hysterese, d.h. es resultiert ein Energieverlust, wenn eine Struktur wiederholt be- und entlastet wird (Abb. 4).

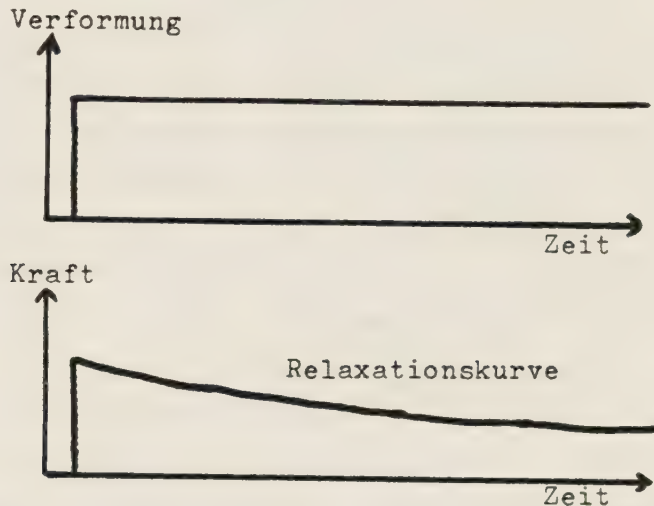
Abb. 4
Hysterese



In einem Belastungs-Verformungs-Diagramm entspricht die Fläche unter der Kurve der Deformationsenergie. Wenn die Kurve beim Rückgang der Last unterhalb der Belastungskurve liegt, bedeutet das, daß weniger Energie wieder freigesetzt als bei der Beladung aufgewendet wurde. Die Fläche zwischen den beiden Kurven entspricht der verlorengegangenen Energie und wird Hysterese genannt.

Ein anderes Phänomen bei einem viskoelastischen Element ist die Relaxation, das ist die Abnahme der Kraft über der Zeit bei konstant gehaltener Deformation. Spannt man ein Wirbelsegment in eine Vorrichtung ein, so daß es konstant einer gewissen Deformation unterliegt, und versieht es mit einem Kraftaufnehmer, so ergeben sich folgende Kurven, wenn man sowohl die Kraft als auch die Deformation registriert:

Abb. 5
Relaxation



Die Abnahme der Kraft gegenüber der Zeit wird als Relaxation bezeichnet.

Abhängig von Körpergewicht, -lage und -bewegung findet man eine auf den Bewegungssegmenten in vivo liegende Last. Diese sogenannte Vorlast untersuchten NACHEMSON und MORRIS (1964) und fanden für den Bereich L 3/4 die sogenannte Kompressionsvorlast in Höhe des zweifachen Körpergewichtes in normaler stehender Position. PANJABI et al. (1977) stellten dazu ergänzend fest, daß eine Vorlast einige Steifigkeitswerte ansteigen oder sinken läßt, andere dagegen unverändert bleiben.

Zum Schluß kann man noch eine Untersuchung von NACHEMSON (im Druck) anführen, die zeigt, daß es keine übereinstimmende Beziehung zwischen dem elastischen Verhalten eines Bewegungssegmentes und der Zwischenwirbelscheibenhöhe, -zustand und -stellung innerhalb der Lendenwirbelsäule sowie dem Alter und Geschlecht der Patienten gibt.

3. Pathologie der Skoliose

Unter Skoliose versteht man eine fixierte merkliche Seitabweichung von der normalen senkrechten geraden Linie der Wirbelsäule, oder mehr biomechanisch formuliert, abnorme Deformationen zwischen und innerhalb der Wirbel, zu große Kurven in der Frontalebene, zu große Rotation um die vertikale Achse in der falschen Richtung (WHITE, PANJABI) (Abb. 6).

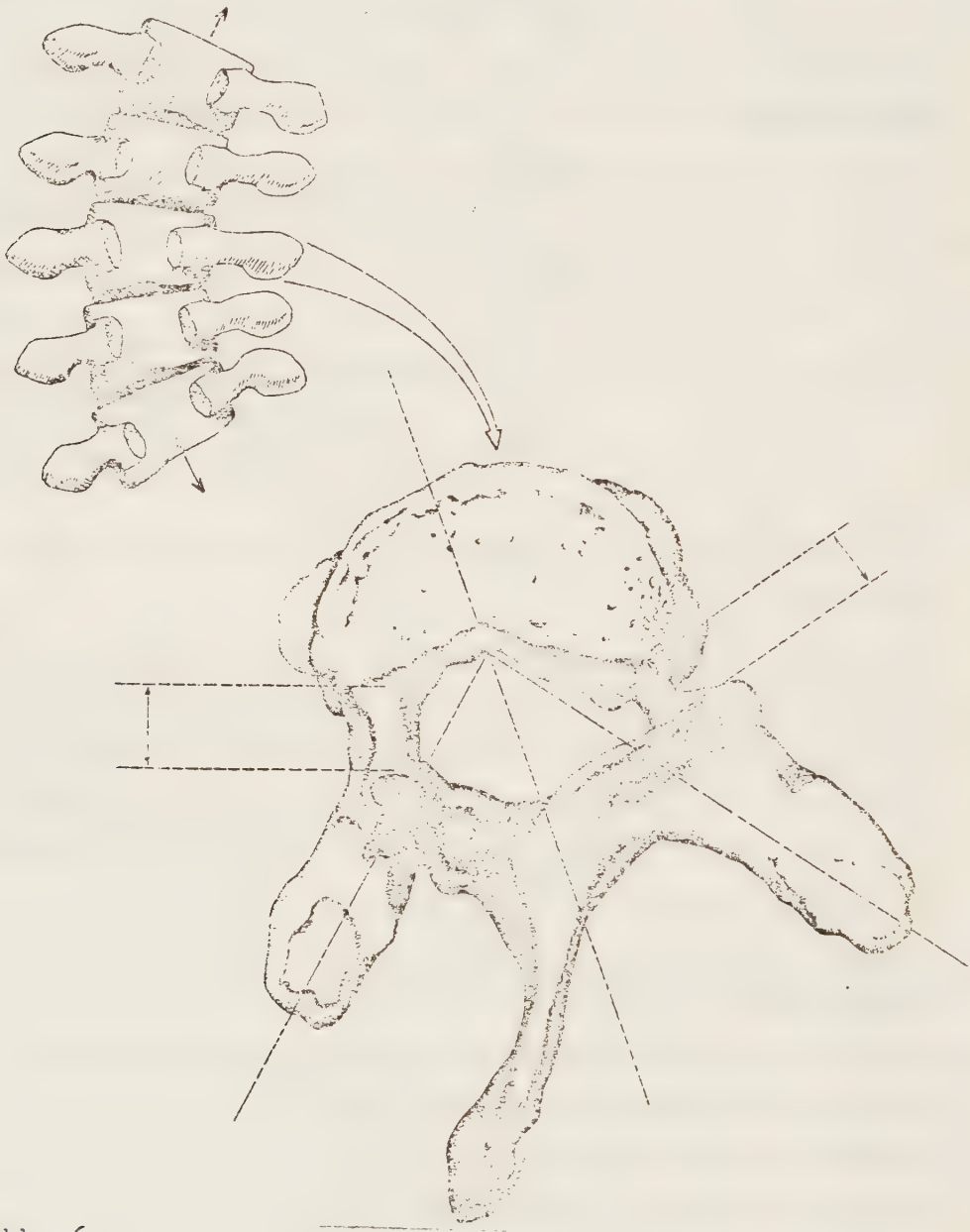


Abb. 6

Deformierung in der Stellung der Wirbel zueinander und des einzelnen Wirbels bei der Skoliose (WHITE, PANJABI; 1978)

Man unterscheidet zwischen partiellen Skoliosen und Total-skoliosen, die wesentlich seltener sind. Bei den letzteren besteht eine C-förmige Krümmung der gesamten Wirbelsäule, während den partiellen Skoliosen die Verbiegung eines Wirbelsäulenabschnittes zugrunde liegt. Um diese Teilkrümmungen herum kommt es meist zu Ausbildungen von kompensatorischen Gegenkrümmungen, meist im Sinne einer S- oder Doppel- S-Form, damit die aufrechte Gesamthaltung gewahrt bleibt.

Für die Skoliose gibt es eine Reihe von Ursachen, da die Wirbelsäule durch das subtile Zusammenspiel von Knochen, Bändern, Bandscheiben, Muskeln, den neuromuskulären Elementen und schließlich aufgrund des allgemeinen Gleichgewichts und der Symmetrie des Körpers in normaler Lage gehalten wird.

So findet man (nach WHITE, PANJABI) als Ursachen der Skoliose krankhafte Veränderungen im Bereich der knöchernen Strukturen (z.B. Osteogenesis imperfecta, asymmetrische lumbosakrale Wirbelstrukturen, teilweise Nichtsegmentation), im Bereich des Bandapparates (z.B. Marfan'sche Krankheit) oder statische bzw. dynamische Gleichgewichtsveränderungen (z.B. Poliomyelitis, Muskeldystrophie, Sehstörungen, Zustand nach Rippenentfernung). Außerdem gibt es noch angeborene Skoliosen sowie die idiopathische Form. Trotz dieser großen Zahl von Ursachen ist diese letzte Form mit 85 - 90 % heutzutage die häufigste, da durch verbesserte Therapie der Grundkrankheiten (Rachitis, Infektionen wie Tbc, Syphilis, Kinderlähmung) die symptomatischen Formen in unserem Jahrhundert zurückgedrängt wurden.

Die idiopathische Skoliose beginnt im Kindesalter, betrifft überwiegend Mädchen und erreicht ihren schlimmsten Stand kurz vor oder während der Pubertät. Meist ist die Wirbelsäule hierbei rechtskonvex gekrümmt. Die Skoliose im thorakalen Bereich hat gegenüber der im lumbalen eine ungünstigere Prognose. Neben den schweren psychischen Belastungen gerade im Adoleszentenalter kommt es außer zu Rückenschmerzen und eingeschränkter Belastbarkeit der Wirbelsäule zu einer Einengung der Thoraxorgane, Gefahr der Herzüberlastung, Atembeschwerden und verminderter Leistungsfähigkeit.

Den Winkel der Abweichung bestimmt man röntgenologisch nach der Methode von COBB im a.p. Strahlengang. Auf der Deckplatte des oberen und der Grundplatte des unteren Neutralwirbels werden die Lote errichtet. Der Nebenwinkel (Ergänzung des entstandenen Winkels zu 180°) des Winkels, den sie einschließen, gilt als Maß für die Skoliose. Unter Neutralwirbel versteht man die beiden am stärksten gegen die Horizontale geneigten Winkel am oberen und unteren Ende der Krümmung. Sie sind am schwächsten gedreht (Abb. 7).

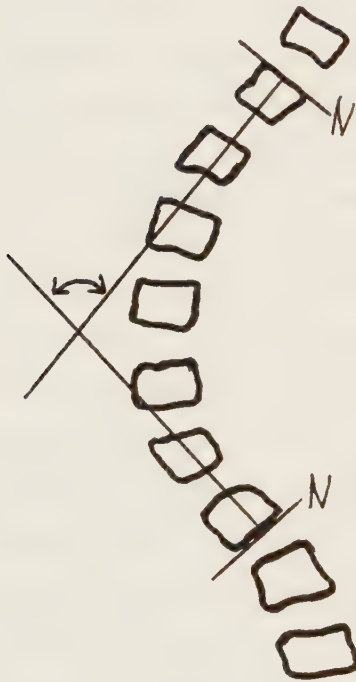


Abb. 7 Der Krümmungswinkel nach COBB
(N: Neutralwirbel)

4. Therapie der Skoliose

(unter besonderer Berücksichtigung des Harrington-Verfahrens)

Als Behandlungsmöglichkeiten kommen, abhängig vom Alter des Patienten sowie von der Ätiologie und Schwere der Skoliose, die krankengymnastische Übungsbehandlung, eine Korsettbehandlung oder operative Verfahren in Betracht. Als Operationsindikation gelten ein Krümmungswinkel von mehr als 50° (Cobb), Beeinträchtigung der Herz- und Lungenfunktion oder eine zunehmende Progredienz der Kurve. Es wird dann eine operative Versteifung des betroffenen Wirbelsäulenabschnittes durchgeführt (Spondylodese). Als Ergänzung dazu dient das Harrington-Instrumentarium (Abb. 8 und 9).



Abb. 8

Das Harrington-
Instrumentarium

Es besteht aus einem Distraktionsstab, der die konkave Wirbelsäulenkrümmung über 2 Haken extendiert, und einem Kompressionsstab, der konvexseitig über mehrere Haken die Querfortsätze der im Krümmungsscheitel liegenden Wirbel umfaßt. So ergibt eine Kombination konkavseitiger Distraction und konvexseitiger Kompression nicht nur eine gute Korrektur der Wirbelsäulenkrümmung, sondern stabilisiert dazu das erhaltene Ergebnis.

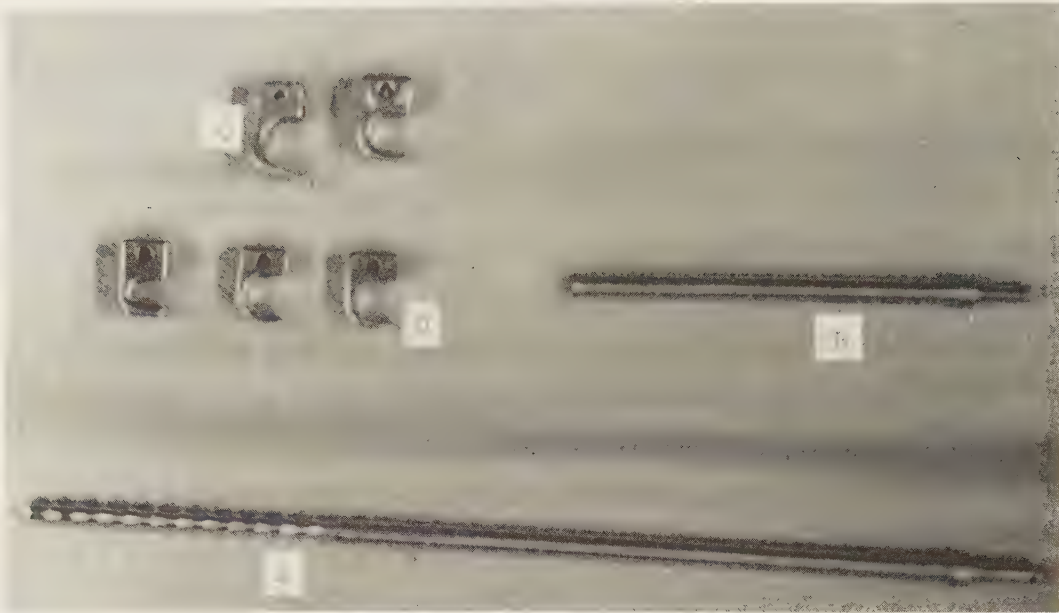


Abb. 9 Das Harrington-Distraktionsinstrumentarium

(A: Harrington-Distraktionsstab,
B: für die Versuchsdurchführung verkürzter Stab,
C: Haken Nr. 1725,
D: Haken Nr. 1254)



Abb. 10 Die Spreizzange des Harrington-Verfahrens

Der Distraktionsstab ist mit einer Reihe von konzentrischen Kerben versehen, in die der obere der beiden Haken einrastet, sobald eine axiale Kraft auf die Haken ausgeübt wird.

Die Einsatzstellen für die Distraktionshaken richten sich nach der Art und Ausdehnung der Skoliose. Meistens wird der kraniale Haken ein Segment oberhalb des kranialen Neutralwirbels eingesetzt und der kaudale Haken ein bis zwei Segmente unterhalb des kaudalen Neutralwirbels. Die Spondylose wird in ihrer ganzen Länge durch den Distraktionsstab überspannt. Der kraniale Haken wird in das Intervertebralgelenk eingesetzt. Ist dieses zu klein oder erreicht man hier keine ausreichende Abstützung, kann man ihn auch vorsichtig im Wirbelbogen verankern (GÖTZE). Wir verwendeten für unsere Versuche den an der vorderen Hakenspitze gefiederten Haken 1725 (Abb. 9). Kaudal nahmen wir den schmalere Haken 1254 (Abb. 9), der weniger Platz benötigt und dessen Perforierung dem Durchmesser des Stabendes entspricht. Dieser Haken wird auf den Bogen des Lendenwirbels gesetzt.

Um eine Streckung der so überspannten Wirbelsäulenabschnitte zu erreichen, wird mit Hilfe einer Spreizzange (Abb. 10) der Abstand zwischen den beiden Haken nach Einsetzen des Stabes vergrößert und so eine Distraktionskraft ausgeübt. WAUGH stellte aufgrund von Messungen fest, daß beim Spreizen der Übergang von z.B. der zweiten zur dritten Kerbe unter Umständen schon eine kritische Belastung für den Wirbelbogen darstellt und es hierbei zu einem Bruch des Knochens oder einem Abrutschen des Hakens kommen kann. Er schlug deshalb kleinere Abstände der Kerben im oberen Teil des Distraktionsstabes vor. Eine stufenlose Streckung der Wirbelsäule erreicht man mit dem "Outrigger" (Abb. 11). Um das Phänomen der Relaxation auszunutzen, extendiert man über längere Zeit in mehreren Etappen, so daß sich die Wirbelsäule als viskoelastisches Element "setzen" kann. Dadurch kann man möglicherweise eine größere Korrektur mit gleicher Kraft erreichen.

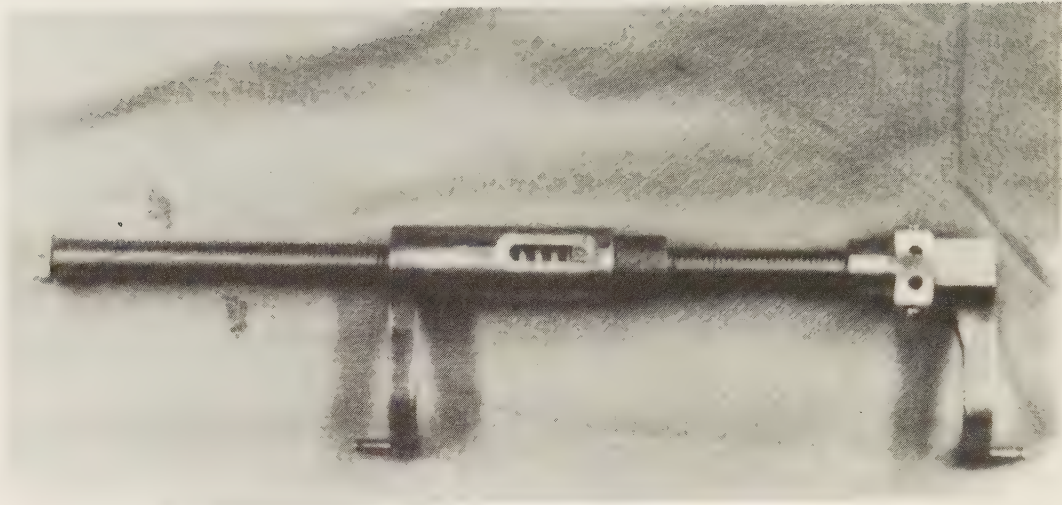


Abb. 11 Der "Outrigger" des Harrington-Instrumentariums

WAUGH (1966) führte in vitro Untersuchungen durch, wobei er u.a. die Bruchfestigkeit des Wirbelbogens bei Belastung durch den Harrington-Fixationshaken untersuchte. Er fand Bruchtestwerte für die Brustwirbel Th 4, 5 und 6 im Bereich von 37 - 134 kp mit einem Mittelwert von 87 kp und für die Lendenwirbel L 1, 2 und 3 von 55 bis 259 kp (Mittelwert 175 kp). Gleichzeitig benutzte er für in vivo-Messungen bei 3 Patienten mit Kraftaufnehmern versehene Harrington-Stäbe und -Outrigger.

Die während und nach der Operation gefundenen Werte zeigt Tab. 1.

1. Kerbe	4 kp
2. Kerbe	8 kp
3. Kerbe	18 kp
Husten	37 kp
Erbrechen	69 kp
Ausbrechen des Hakens	38 kp

Tab. 1: Axiale Kompressionsbelastung intraoperativ durch den Harrington-Stab (nach WAUGH)

Der Effekt des Kompressionssystems wird unterschiedlich beurteilt. Harrington konnte in 1 000 Operationen eine durchschnittliche Korrektur von 64 % bei Verwendung beider Systeme erreichen, bei alleiniger Verwendung des Distraktionsstabes nur eine durchschnittliche Korrektur von 51 % (nach GÖTZE).

Intraoperative Komplikationen sind Hakenausrisse infolge einer Fraktur des Bogens oder Gelenkfortsatzes.

Postoperativ wird der Patient ruhiggestellt und später langsam im Rumpfgips mobilisiert.

III. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

1. UNTERSUCHUNGSMETHODEN

Ziel der Untersuchungen war es, durch folgende Untersuchungsverfahren Erkenntnisse über die Krafteinwirkung der Fixationshaken des Harrington-Distraktionssystems auf die Wirbel zu erhalten:

1. die kontinuierliche Registrierung der auf den Harringtonstab in einer Universalprüfmaschine einwirkenden Kraft
2. die Schallemissionsanalyse
3. das Dehnungsmeßstreifenverfahren

a) Untersuchungsmaterial

Aus zwei menschlichen Wirbelsäulen entnahmen wir 6 Einzelwirbel und 9 sogenannte Segmente, bestehend aus je 2 übereinanderstehenden Wirbeln, deren gemeinsame oder überspannende Strukturen (Bandscheibe, Bänder) wir unverändert ließen.

Es ergaben sich folgende Segmente:

BWK 4/5, BWK 8/9, BWK 11/12, LWK 1/2, LWK 4/5.

Untersuchte Einzelwirbel waren:

BWK 6, BWK 7, BWK 10, LWK 3.

Bei der Präparation der Wirbel wurde das Rückenmark mit den Häuten entfernt. Sonst wurden lediglich die Applikationsorte der Dehnungsmeßstreifen mit dem Rasparatorium bis auf den Knochen freigeschabt.

Um eine plane Fläche unter den Wirbeln zu haben, legten wir sie am unteren Rand ca. 1 - 2 cm tief in eine schnell aushärtende Zweikomponenten-Einbettmasse. Wir fixierten die Brustwirbel umgekehrt in der Einbettmasse, so daß der kaudale Wirbel eines jeden Segmentes bzw. der kaudale Rand eines jeden einzelnen Brustwirbels noch oben lag, und daher der kraniale Fixationshaken des Harrington-Instrumentariums von oben auf der Gelenkfläche postiert werden konnte, die in vivo Bedingungen nachahmend. Die knorpeligen Ränder dieser Gelenkstelle wurden mit dem Skalpell begradigt, so daß der Haken unter Belastung nicht abrutschen konnte.

Die Einsatzstelle des Hakens war stets die linke Seite eines jeden Wirbels, die häufigere Insertionsstelle bei idiopathischer Skoliose.

Abschließend muß man noch zu dem Untersuchungsmaterial bemerken, daß wir keine skoliotisch verformte Wirbelsäule erhalten konnten. Dieses spielt aber bei der Art unserer Versuche keine Rolle, da wir nur einzelne Wirbel oder Zweiersegmente betrachten. Die Krafteinwirkung des Harrington-Instrumentariums dürfte sich in diesen kleinen Abschnitten kaum von derjenigen auf gleich große Abschnitte einer Wirbelsäule mit skoliotischer Verformung unterscheiden.

b) Erläuterungen zur Universalprüfmaschine

Es handelt sich um eine Universalprüfmaschine, bei der ein Stempel mit konstanter Geschwindigkeit auf die Materialprobe heruntergefahren wird und so eine Kraft ausübt, die kontinuierlich registriert wird. Hält man die Maschine an, so wird auf der Anzeige die Kraft sichtbar, die nötig ist, um den Stempel auf der erreichten Höhe zu halten. Wird die Gegenkraft, die das Material von unten auf den Stempel ausübt, kleiner, so ist die Kraft, die die Maschine im Stillstand ausüben muß, um ihre Position zu halten, ebenfalls geringer. Die Kurve auf dem Analogschreiber fällt wieder ab.

Bezogen auf unsere Untersuchungen bedeutet das: nimmt die Kraft ab, die der Wirbel bzw. das Wirbelsegment dem Druck des Stempels (übertragen durch Harringtonstab und -haken) bei angehaltener Maschine entgegengesetzt, so zeigt die registrierte Kraftkurve einen Rückgang. Diese Überlegungen spielen später bei der Darstellung der Relaxation des Knochens eine große Rolle.

Ein schneller, kurzdauernder Abfall der Kraft ist Indiz für einen Bruch einer knöchernen Struktur, den direkten Einbruch des Hakens in den Knochen oder eine Gelenkluxation.

Ungleiche Belastungen der Wirbel trotz gleicher Anzeige des Kraftschreibers können in unseren Versuchen durch den stark unterschiedlichen Kraftschluß entstehen. Unter Kraftschluß versteht man in der Werkstofftechnik die Verbindung zwischen der Belastungseinrichtung und der zu untersuchenden Probe. Da der Haken nicht kongruent auf dem Knochen aufsitzt, wird je nach Form der Oberfläche des Wirbelbogens bzw. -gelenkfortsatzes eine unterschiedlich große Fläche unter dem Haken belastet. Diese Ungenauigkeit läßt sich, außer durch eine Beschädigung der Kortikalis, nicht beseitigen.

Während der von uns durchgeführten Untersuchungen war der Distraktionsstab in einem Loch des Stempels befestigt, so daß die Kraft über den Stab und den Fixationshaken auf den Wirbel übertragen wurde (Abb. 12).

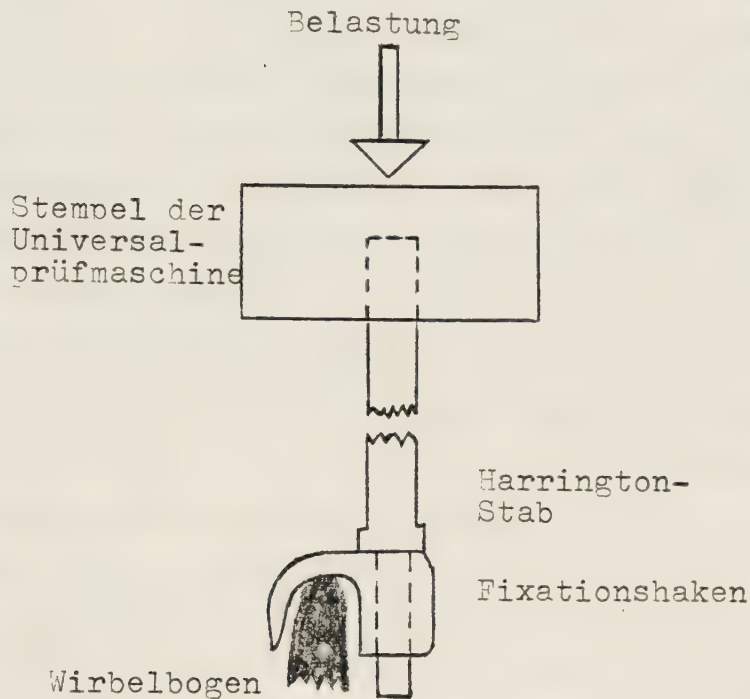


Abb. 12 Die Belastung des Wirbels

Um die bei den Vorversuchen aufgetretenen Biegekräfte im Stab zu reduzieren, wurde dieser auf die kleinstmögliche Länge abgesägt. Neben den bereits erwähnten Haken CR 1725 und L 1254 verwendeten wir einen Distraktionsstab, der mit den Ziffern 24-00 und der Längenangabe 4 inches gekennzeichnet war (Abb. 9).

Die Geschwindigkeit des Stempels wurde bei allen Versuchen auf 1 mm/min. eingestellt, lediglich bei den zwei Segmenten L 4/5 senkte sich der Stempel mit 20 mm/min. auf die Probe.

c) Schallemissionsanalyse

Ein relativ neues Untersuchungsverfahren in der Werkstofftechnik ist die sogenannte Schallemissionsanalyse (SEA), die wir im vorliegenden Fall zur Untersuchung von Knochen angewendet haben. Im folgenden eine kurze Beschreibung der Grundlagen und des Verfahrens:

Ein Teil aus z.B. reinem Zinn gibt Geräusche von sich, wenn man es biegt oder anderweitig belastet, das sogenannte Zinn-geschrei. Kaiser stellte 1950 bei der Untersuchung dieser Erscheinung fest, daß praktisch jeder Werkstoff bei Belastung Schallwellen aussendet, die im allgemeinen aber im Ultraschallbereich liegen. Die SEA untersucht im wesentlichen die von den Stoffen abgegebenen Schallwellen im Hinblick auf Impulsrate, Impulssumme, Impulslänge, Amplitude, Energie und Frequenz.

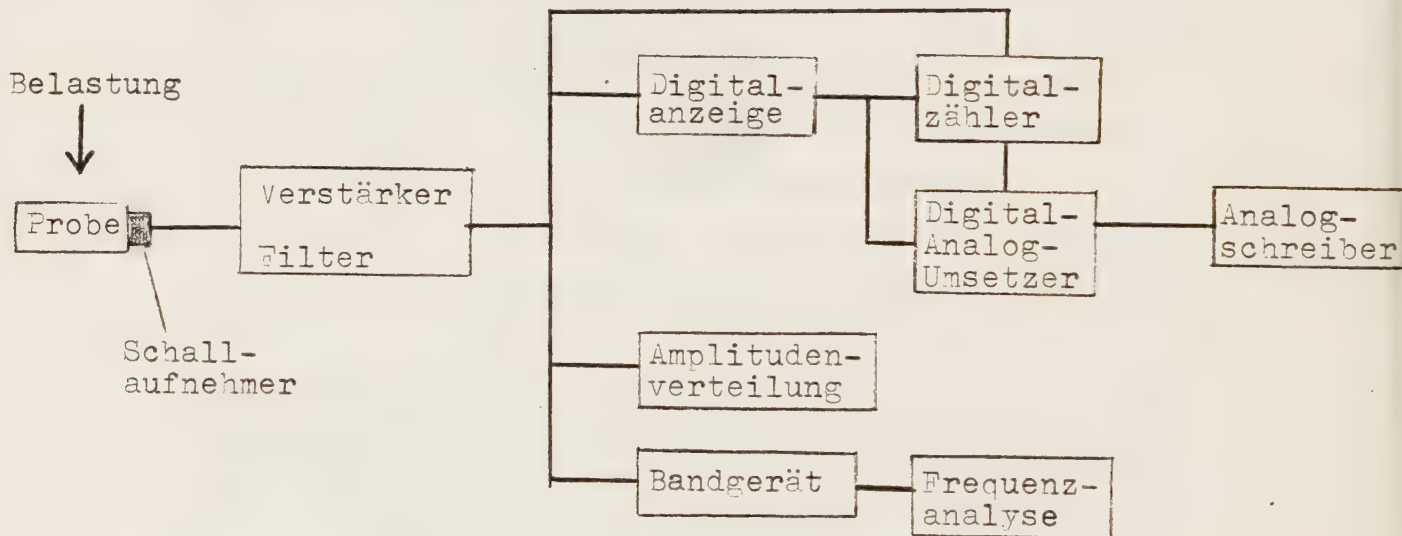


Abb. 13 Der Aufbau der Schallemissionsanalyse

Der zu untersuchende Wirbelkörper bzw. das Wirbelsäulensegment wird in eine Belastungseinheit eingespannt. Als Schallaufnehmer wird ein piezo-elektrisches Element angekoppelt. Die bei Belastung entstehenden Schallimpulse werden vom Meßkopf in elektrische Impulse umgewandelt, die dann über die in Abb. 13 gezeigte Meßkette weiter verstärkt und verarbeitet werden können.

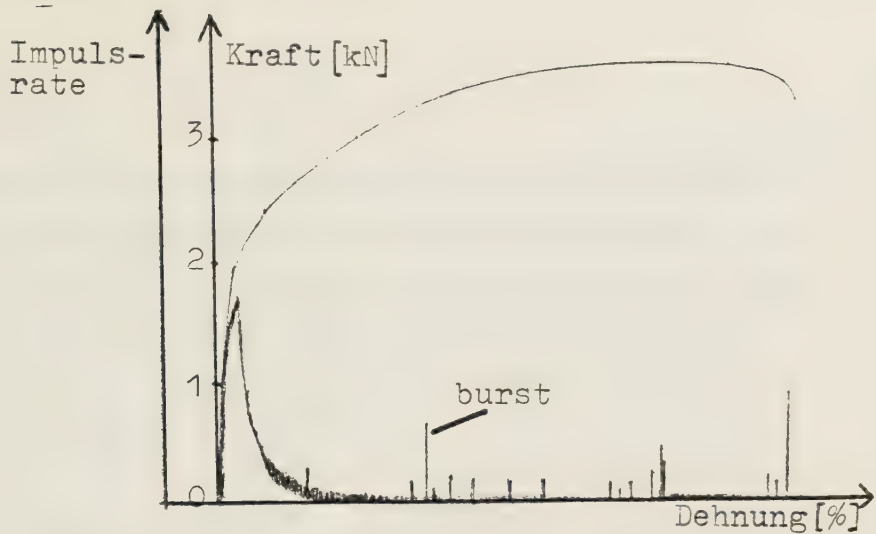


Abb. 14

Die Ergebnisse klassischer Untersuchungen an Metallen (hier Reinkupfer) zeigt Abb. 14, hier ist ein Kraft-Dehnungs- bzw. Zeit-Diagramm aufgetragen. Darunter sieht man die auch von uns registrierte Impulsrate, d.h. die in einer bestimmten Zeiteinheit auftretenden Schallsignale werden unabhängig von ihrer Stärke summiert und aufgezeichnet. Man erkennt zwei unterschiedliche Schallformen, einmal die sogenannten "bursts" - kurzdauernde Schallereignisse mit hoher Impulsrate - und dazwischen längere Strecken mit nur geringer Impulsrate, die kontinuierliche Emission. Diese Anzeige sagt aber noch nichts über die Amplitude, d.h. die Lautstärke der Schallereignisse, und nichts über deren Frequenz aus. Dennoch kann man auch hierdurch eventuelle Schädigungen erkennen. Die folgende Tabelle (Tab. 2) stellt die bis heute bekannten Ursachen für "bursts" und kontinuierliche Emission dar:

Rißentstehung

Rißfortschritt

Enthaftungen

Versetzungsbewegung

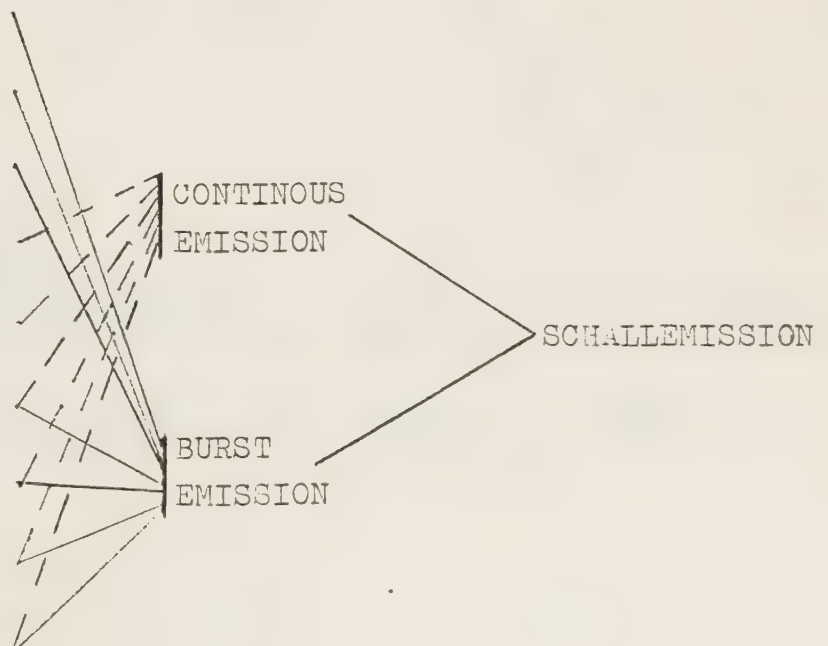
Versetzungsquellen

Zwillingsbildung

Korngrenzengleitung

Barkhauseneffekt

Phasenumwandlung



Da die Verwendung der SEA bei unseren Untersuchungen der Wirbel lediglich Informationen über einen Bruch der vorhandenen Strukturen geben sollte, haben wir uns auf die ersten beiden Ursachen, nämlich Rißentstehung und -fortschreitung beschränkt. Bisher liegt auch noch keine Frequenzanalyse einer Belastungsuntersuchung eines Wirbels, Wirbelsegmentes o.ä. vor, aus der man erkennen könnte, ob der Knochen, die Bänder oder Bandscheiben ein bestimmtes Schallereignis hervorrufen. Deshalb können wir die SEA nur zur Orientierung über eventuelle Brüche oder Risse in unserem Untersuchungsmaterial einsetzen und zwar in Verbindung mit der Belastungskurve, die vom Schreiber miterfaßt wurde. Ein Beispiel aus den Vorversuchen soll das erläutern (Abb. 15).

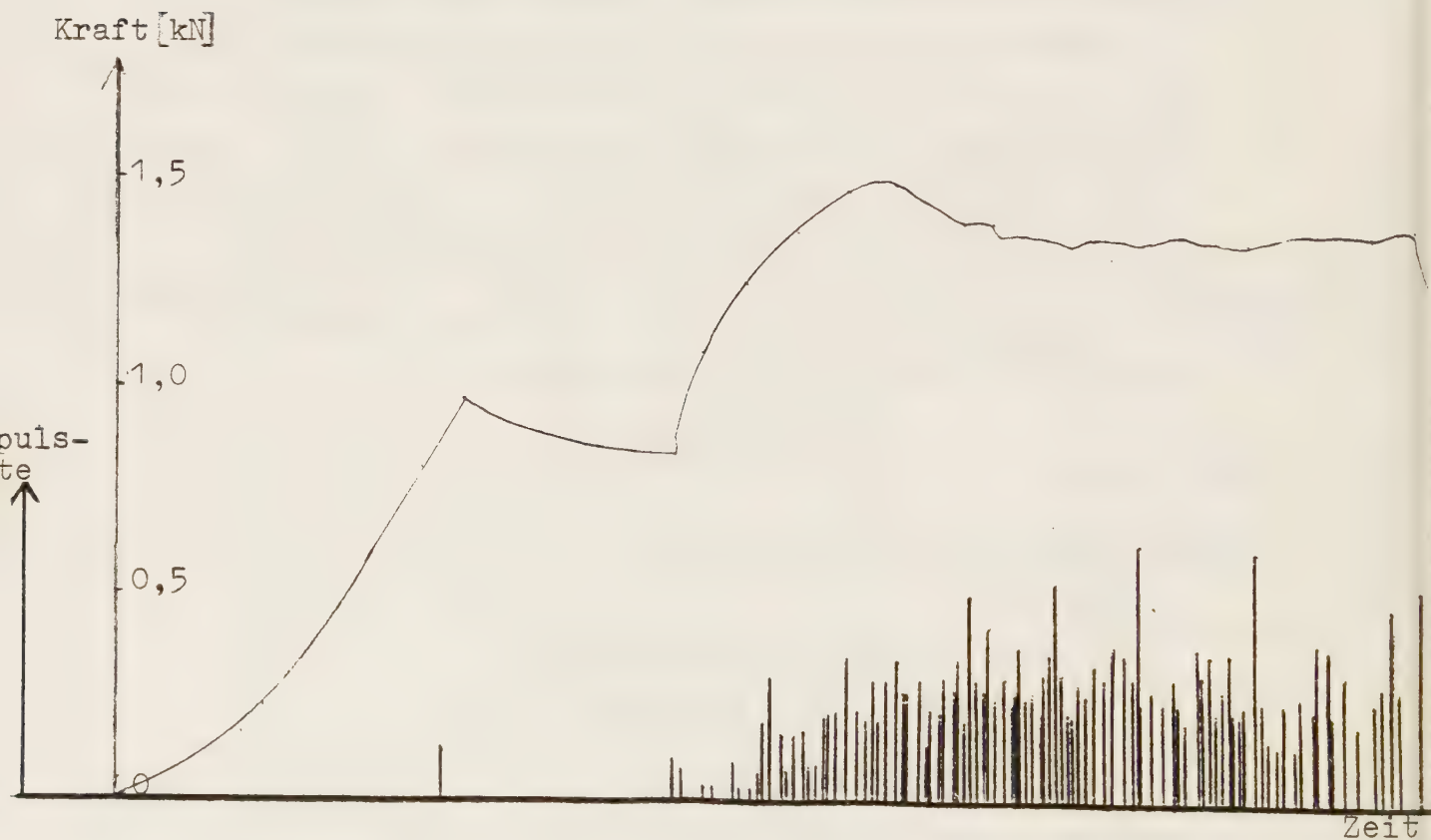


Abb. 15 Belastung eines Lendenwirbels

Nach einem Anstieg der Kraft und einer kurzzeitigen Relaxation (Anhalten der Belastungsvorrichtung) erfolgt der Wiederanstieg der Kraft bis auf ca. 1,45 kN (145 kp). Diese Kraft am Scheitelpunkt ist ausreichend, um die Kortikalis des Wirbels zu durchbrechen. Diesen Bruch erkennt man an den schon zuvor (bei ca. 1,3 kN) zahlreichen "bursts" in der Schallemission, die sich bis zum Einbruch verstärken und danach immer noch auftreten, da jetzt beim weiteren Eindringen in den Knochen wahrscheinlich die Spongiosastruktur zerstört wird. Dafür wird aufgrund der geringeren Festigkeit der Spongiosa allerdings weniger Kraft benötigt, was sich im Verlauf der Belastungskurve zeigt.

d) Prinzip der Messung mit Dehnungsmeßstreifen

Im folgenden sollen Grundlagen der Dehnungsmeßtechnik und die Wirkungsweise eines Dehnungsmeßstreifens (DMS) erläutert werden.

Die relative Längenänderung ist der Quotient aus der Längenänderung ΔL und der Bezugslänge L_0 . Der Quotient hat den Buchstaben ϵ als eigenes Formelzeichen.

$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0} \quad \begin{array}{l} \text{wird positiv, wenn } \Delta L \text{ positiv ist} \\ \text{wird negativ, wenn } \Delta L \text{ negativ ist} \end{array}$$

Diese relative Längenänderung ist als Terminus technicus genormt und mit dem Wort "Dehnung" belegt. Das Wort "Dehnung" wird sowohl für die Verlängerung als auch für die Verkürzung eines Bauteiles angewandt; im ersten Fall spricht man von "positiver Dehnung", im zweiten von "negativer Dehnung" (im landläufigen Sinne Stauchung). Da die Dehnung ϵ als Quotient aus einer Längenänderung ΔL und einer Bezugslänge L_0 definiert ist, erhält sie die Einheit m/m.

$$(\epsilon) = \left\{ \frac{\Delta L}{L_0} \right\} \quad \left[\frac{m}{m} \right]$$

Die Längenänderungen sind in den meisten Fällen sehr klein; man verwendet daher genormte Unterteilungen des Meters:

$$\frac{\mu m}{m}, \quad \frac{mm}{m}, \quad \frac{cm}{m}$$

Als geeignetes Aufnehmersystem zur Dehnungsmessung an kleinen Objekten oder bei beengten Platzverhältnissen an der Meßstelle entwickelte Ruge 1938 den ersten Dehnungsmeßstreifen, der vom prinzipiellen Aufbau her auch heute noch verwendet wird. Er nutzte dazu den schon bekannten Dehnungs-Widerstandseffekt elektrischer Leiter: belastet man einen Draht mit einem Gewicht, dann ändert sich sein elektrischer Widerstand um einen deutlich meßbaren Betrag. Nimmt man das Gewicht wieder weg, dann geht der elektrische Widerstand auf den ursprünglichen Wert zurück. Um diesen Effekt auszunutzen, klebte Ruge einen dünnen Widerstandsdraht in Zickzackwindungen auf Seidenpapier und versah die Drahtenden mit dickeren Anschlüssen (Abb. 16).

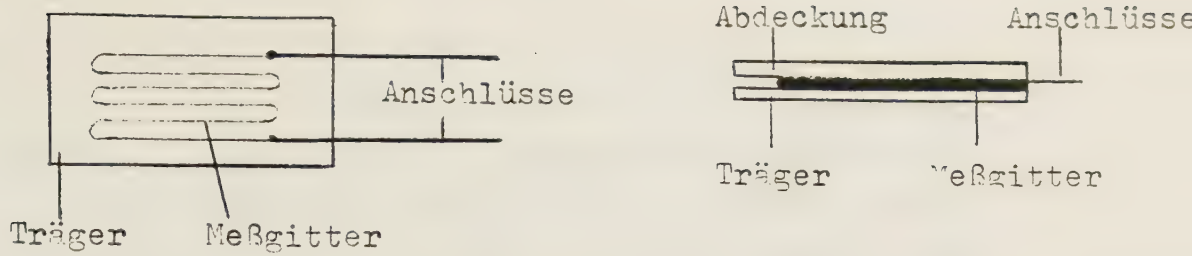


Abb. 16 Der Aufbau eines Dehnungsmeßstreifens

Der DMS formt die Meßgröße "Dehnung", der er ausgesetzt ist, in die Signalgröße "relative Widerstandsänderung" um. Die mit DMS meßbaren Dehnungen liegen in der Regel in einer sehr niedrigen Größenordnung, so daß auch die Widerstandsänderungen entsprechend gering sind. Um diese kleinen Änderungen messen zu können, wird fast ausschließlich die Wheatstonesche Brückenschaltung angewendet, mit deren Hilfe die Messungen elektrischer Widerstände durch Vergleich mit solchen bekannter Größe möglich ist.

Der von uns verwendete Schaltungsaufbau für die DMS-Untersuchungen sah folgendermaßen aus (Abb. 17):

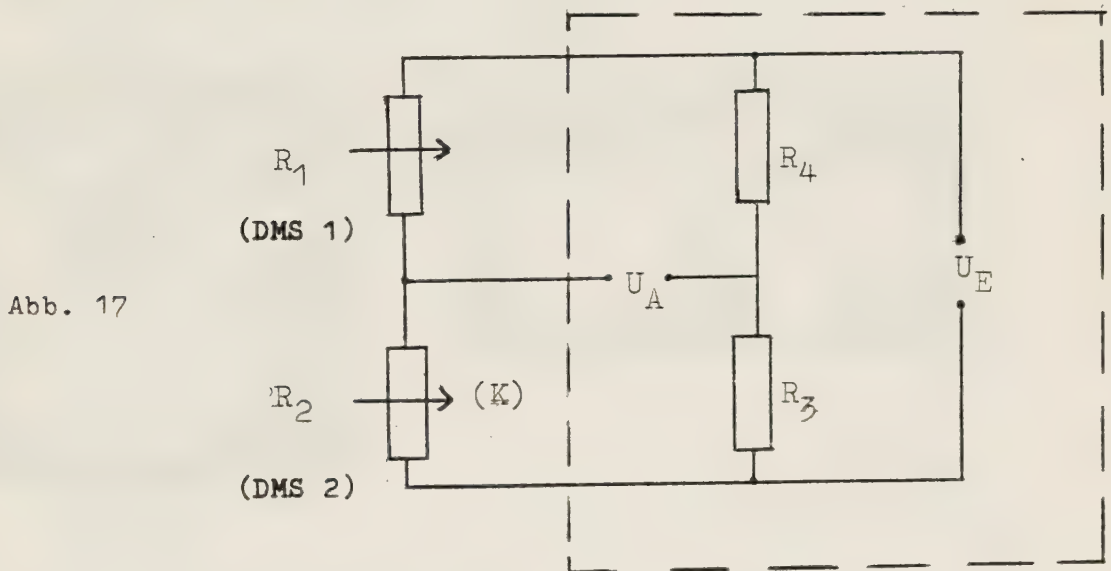


Abb. 17

Der die Dehnung aufnehmende DMS 1 bildet hier zusammen mit dem Temperaturkompensations-DMS 2 und der im Anpasser liegenden Ergänzungsschaltung aus den Festwiderständen R_4 und R_3 eine Wheatstonesche Brückenschaltung. Die Hilfsenergie, die Brückenspeisung U_E , wird der Schaltung aus einem Generator zugeführt. Bei Belastung wird der Widerstand des DMS 1 geändert und so die Brücke verstimmt. An dem Ausgang der Brücke entsteht dabei die Spannung U_A . Da U_E eine fest vorgegebene Spannung ist, ist der Relativwert U_A/U_E der relativen Widerstandsänderungen des DMS und damit der Meßgröße proportional.

Durch den nachgeschalteten Verstärker wird die relative Ausgangsspannung der Brückenschaltung verstärkt und durch geeignete Maßnahmen wahlweise in eine Spannung U_1 oder einen Strom I_1 umgesetzt und zu einem Anzeigegerät geführt.

Für unsere Messungen verwendeten wir die DMS-Type 0,6/120LY11 der Fa. Hottinger-Baldwin-Meßtechnik, die wir mit dem zugehörigen Einkomponenten-Kontaktklebstoff Z 70 (eine Cyanoacrylatverbindung) auf dem Knochen befestigten. Zugehörige Meßverstärker waren die Geräte KWS 382.A7 und KWS 382.D8 von HBM. Auf einem 6 - Kanalschreiber wurden vier DMS-Schriebe und die Kraftkurve der Universalprüfmaschine aufgezeichnet.

Durch unsere Vorversuche ermittelten wir die günstigsten Applikationsorte und -richtungen der DMS. Wir klebten alle DMS senkrecht, so daß sie in der durch den Stab gegebenen Hauptbelastungsrichtung lagen. Die zu beklebenden Stellen wurden sorgfältig von Faserresten befreit und entfettet. Auf dem Wirbel befestigten wir 4 einzelne DMS an folgenden Stellen (Abb. 18):

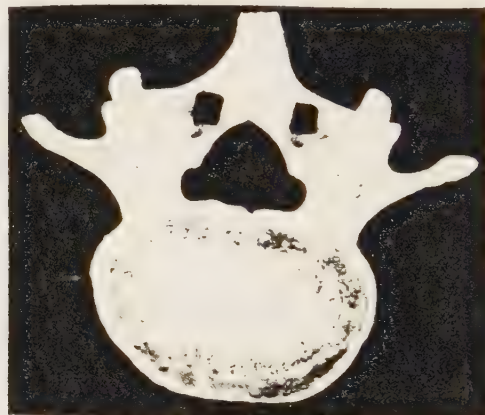
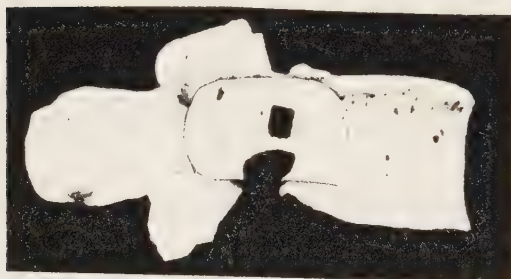


Abb. 18

DMS-Anordnung

Je ein DMS wurde auf die rechte und linke Bogenwurzel geklebt, also auf den Knochen zwischen der Incisura vertebralis superior und der Incisura vertebralis inferior. Einen weiteren DMS applizierten wir unter den Auflageort des Hakens, d.h. auf den linken Wirbelbogen in der Nähe des Ursprungs des Dornfortsatzes, und zwar auf den kaudalen Teil im Bereich der Lendenwirbel sowie auf den kranialen Teil im Bereich der Brustwirbel, dem Einsatzort der jeweiligen Fixationshaken gegenüberliegend. Der letzte DMS wurde an der gleichen Stelle auf der rechten Seite des Wirbelbogens befestigt.

Die von uns so erhaltenen Messungen sind für eine quantitative Auswertung nicht geeignet, auch wenn man über die Kalibriereinrichtung der Meßgeräte genaue Zahlenwerte erhält. Da jeder Wirbel unterschiedlich gebaut ist, können die DMS nicht auf exakt gleiche Stellen appliziert werden. Auch gibt es trotz der geringen Größe der DMS nicht immer plane, vertikale (also in Richtung der Belastung liegende) Flächen, so daß man nicht von optimalen Anwendungsbedingungen für DMS sprechen kann. Weitere Ungenauigkeiten in der Messung entstehen durch geringe Unterschiede der Temperatur von Meßstellen-DMS und Temperaturkompensations-DMS, Widerstände der Anschlußkabel und Verbindungsleitungen und durch unterschiedliche Dicke des Spezialklebstoffes unter dem DMS. Trotzdem lassen sich qualitative Aussagen aus den Meßwerten ablesen. Man erkennt deutlich positive oder negative Dehnung, also umgangssprachlich Dehnung oder Stauchung, und ebenso kann man einzelne Stellen eines Wirbels untereinander oder mehrerer Wirbel miteinander in Bezug auf Dehnung oder Stauchung vergleichen.

e) Versuchsablauf

Während der Belastung der Wirbel über Haken und Stab des Harrington-Distraktionsinstrumentariums registrierten wir gleichzeitig die Meßergebnisse der 4 auf den Knochen geklebten Dehnungsmeßstreifen, die Schallemission sowie den Verlauf der Kraftkurve, die die Belastung durch die Universalprüfmaschine wiedergab (Versuchsaufbau Abb. 19).

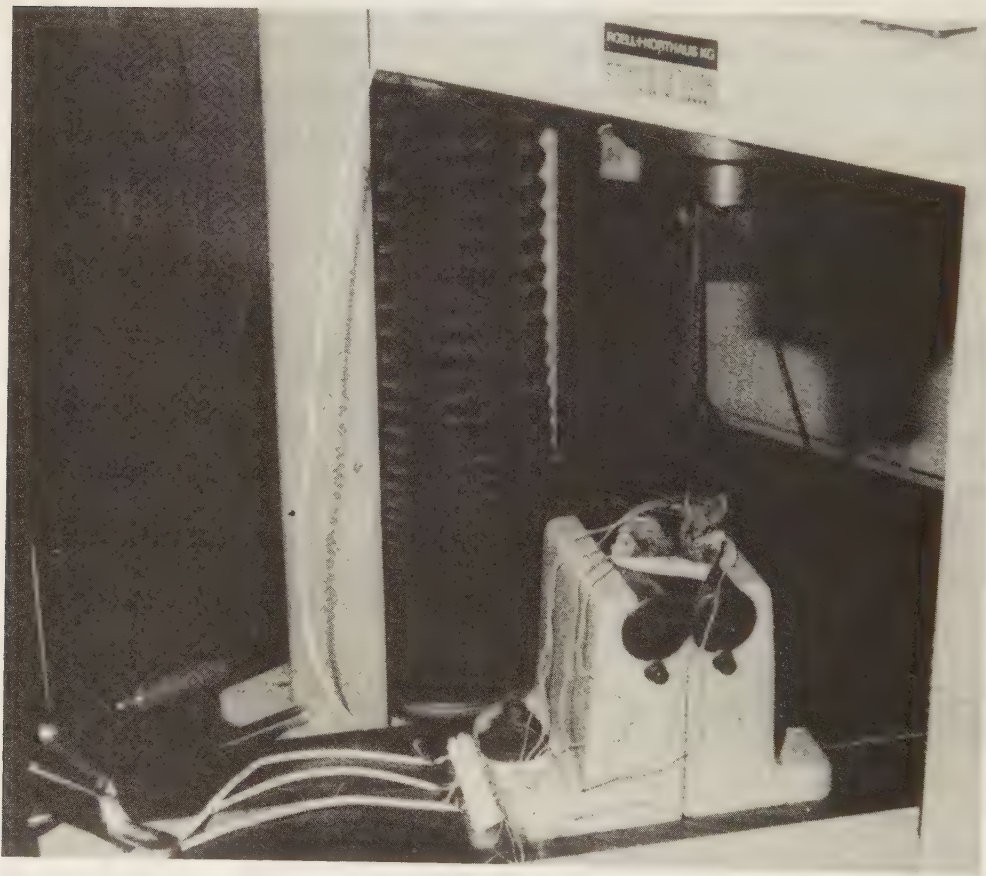


Abb. 19 Versuchsaufbau

2. ERGEBNISSE

a) Ergebnisse des Belastungstests

In Tab. 3 und 4 sind die Ergebnisse des Belastungstests zusammengestellt, in Tab. 3 für die Segmente und in Tab. 4 für die einzeln eingebetteten Wirbel. Für die 4 Applikationsorte der DMS wird jeweils Dehnung oder Stauchung angegeben. Der erreichte Kraftanstieg erscheint in der letzten Spalte, zusammen mit der Ursache für das Ende des jeweiligen Versuches. Die mittlere Maximalbelastung bei den Brustwirbeln beträgt 121,7 kp (Streuung von 44-206 kp), die der Lendenwirbel 205,3 kp (Streuung von 182-216 kp), wobei sich ein signifikanter Unterschied zeigen läßt. Die Ursachen für das Auftreten eines deutlichen Kraftabfalls bei den angegebenen Werten sind allerdings unterschiedlich: bei den beiden Segmenten L 4/5 riß die Bandscheibe, einmal am Übergang zum Knochen des LWK 5, beim anderen unteren Lendenwirbelsegment in der Mitte der Zwischenwirbelscheibe (Abb. 20).

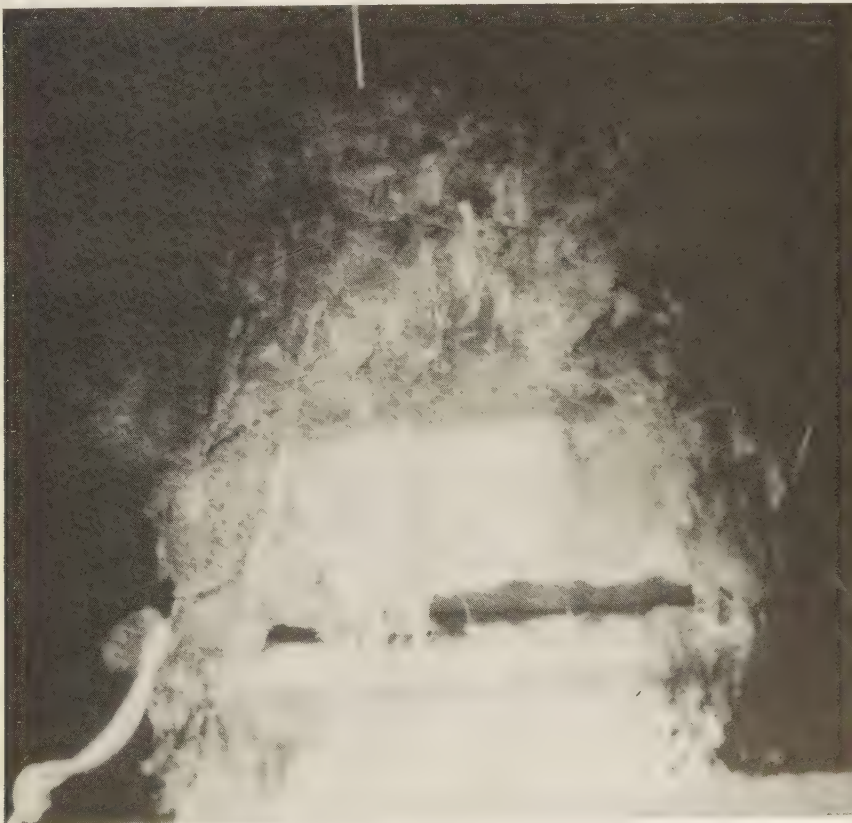


Abb. 20 Bandscheibenriß (L 4/5)

Wirbel- segment	Hakenposition (DMS - Ausschlag)				Abbruch des Versuches	
	rechte Bogen- wurzel	rechter dorsaler Bogen- anteil	linker dorsaler Bogen- anteil	linke Bogen- wurzel	Ursache	Maximal- belastung in kN (kp)
Th4/Th5	D,St	St	St	St,D	Maschinen- fehler	0,22 (22)
Th8/Th9	-	St	St	St,D	Bruch der Bogenwurzel	0,44 (44)
Th8/Th9	St	St	St	St	Sprengrung des Wirbelgelenkes	1,08 (108)
Th11/Th12	-	D	St	St,D	Wirbelsegment verrutscht	2,06 (206)
Th11/Th12	-	D,St	St	St,D	maximaler Kraftanstieg	1,18 (118)
L1/L2	D	St	D,St	D,St	deutlich hör- bares Knacken	1,82 (182)
L1/L2	D	St	St	D	Wirbelkörper- bruch ventral	2,0 (200)
L4/L5	D	St	St	St,D	Bandscheiben- riß ventral	2,16 (216)
L4/L5	St	St	St	-	Bandscheiben- riß ventral	2,14 (214)

D : Dehnung

St : Stauchung

, St : zunächst Dehnung, die bei höherer Belastung in Stauchung überging

- : kein Meßausschlag (DMS unter zu großer Vordehnung, daher Verstärker-
abgleich nicht möglich)

max. Kraftanstieg: keine höhere Belastung durch Maschine erreichbar

Belastungsgeschwindigkeit: 1 mm/min. (Nr. 14, 15: 20 mm/min.)

Hakenposition

r. Wirbel	(DMS - Ausschlag)				<u>Abbruch des Versuches</u>	
	rechte Bogen- wurzel	rechter dorsaler Bogen- anteil	linker dorsaler Bogen- anteil	linke Bogen- wurzel	Ursache	Maximal- belastun in kN (k
2 Th6	-	St	St	D	Maschinen- fehler	0,22 (22
3 Th7	-	D	St	-	maximaler Kraftanstieg	1,12 (11
6 Th10	-	D,St,D	St	D	Fixationshaken setzt auf Ein- bettmasse auf	2,0 (200
7 Th10	D	D	St	D	maximaler Kraftanstieg	0,64 (64
2 L3	D	St,D	St	D,St	Einbettmasse zerbrochen	2,08 (20
3 L3	D	St	St	St	maximaler Kraftanstieg	2,12 (21

D : Dehnung

St : Stauchung

D,St : zunächst Stauchung, die bei höherer Belastung in Dehnung überging

- : kein Meßausschlag (DMS unter zu großer Vordehnung, daher Verstärker-
abgleich nicht möglich)

max. Kraftanstieg: keine höhere Belastung durch Maschine erreichbar

Belastungsgeschwindigkeit: 1 mm/min.

Tab. 4 Die Ergebnisse der Belastung der Einzelwirbel

In der Aufzeichnung des Segments Nr. 10 (L 1/2) wurde an der Stelle des Kraftabfalls nur ein deutlich hörbares Bruchgeräusch wahrgenommen. Sichtbare Veränderungen am Wirbelkörper konnte man nicht feststellen, im Gegensatz zum Wirbelsegment Nr. 11 (ebenfalls L 1/2), bei dem der Wirbelkörper des 1. Lendenwirbels bei 200 kp brach und vorne auseinanderklaffte (Abb. 21).

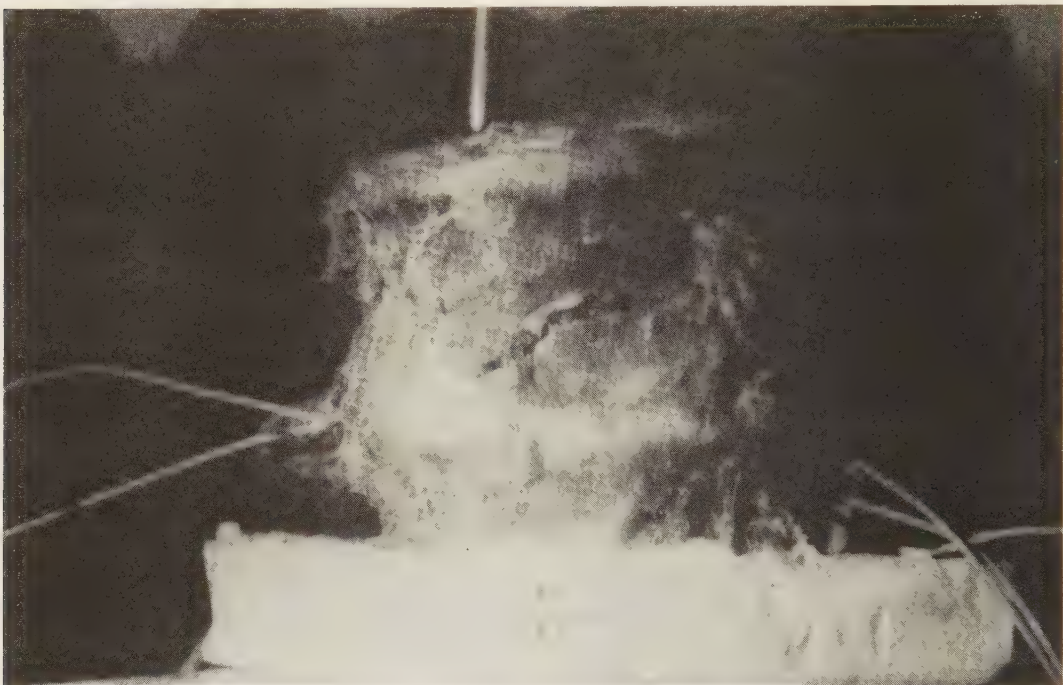


Abb. 21 Ventraler Bruch des Wirbelkörpers (L 1/2)

Bei den Einzelwirbeln sind Brüche oder Risse nicht zu erkennen. Da hier ein einzelner Wirbelkörper in der Einbettmasse fixiert ist und der belastete Wirbel nicht wie bei den Segmenten frei beweglich ist, wird die Belastung direkt auf den Wirbelbogen und die darunterliegende Einbettmasse übertragen, ohne daß ein Abfangen der Kraft durch die elastische Bandscheibe möglich ist. Sichtbar wird dieses an einem allmählichen Bruch der Kompakta und einem Einsinken des Hakens in den Knochen.

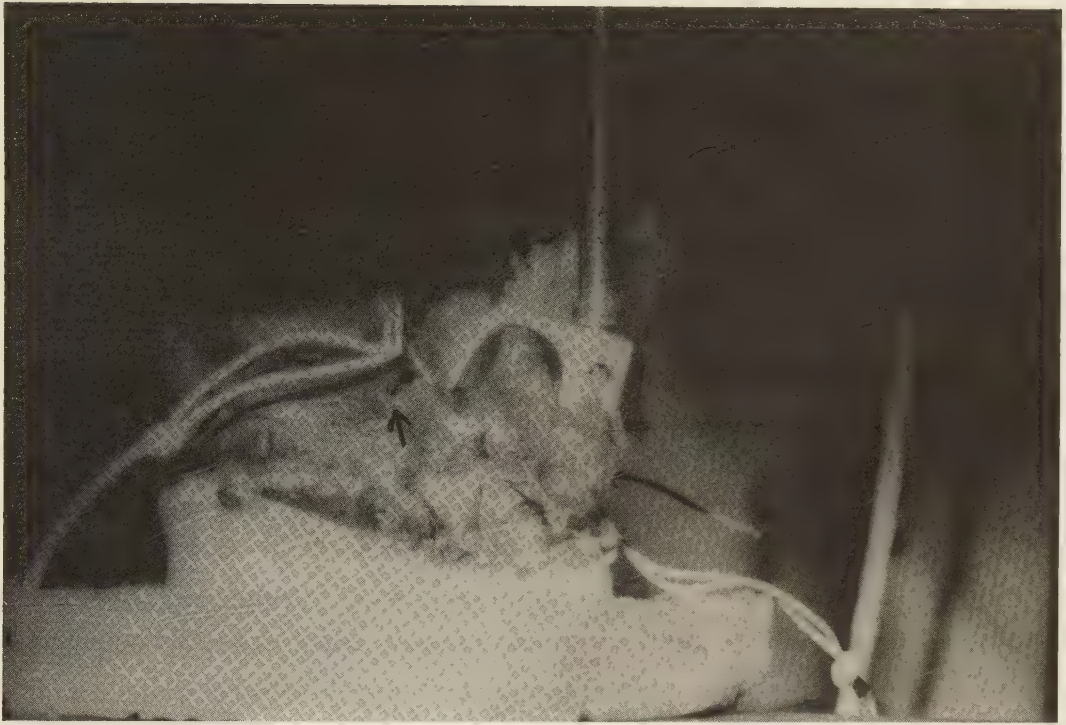


Abb. 22 Abbruch der Bogenwurzel (Th 8/9)

Die Bruch- bzw. Endbelastungswerte im Bereich der thorakalen Wirbelsäule differieren erheblich. Zum einen beobachteten wir Kraftanstiege bis auf über 200 kp am letzten Segment der Brustwirbelsäule, zum anderen brach beim 8. Brustwirbel schon bei 44 kp die linke Bogenwurzel aus (Abb. 22). Auch sieht man bei einigen Versuchen einen Anstieg der Kraft bis auf einen Maximalwert, im weiteren Verlauf erkennt man keine wesentliche Änderung des Kraftkurvenausschlages. Bei diesen Erscheinungen brachen wir den Versuch ab.

Einmal verrutschte der Wirbel mitsamt Einbettmasse in der Prüfmaschine, bei einem anderen setzten Haken und Stab auf der Einbettmasse auf.

Das Segment Th 8/9 zeigte bei 108 kp, verbunden mit einer Schallemission, ein starkes Auseinanderklaffen des linksseitigen Zwischenwirbelgelenkes.

Diese, vor allem im Bereich der Brustwirbelsäule stark unterschiedlichen Ergebnisse des Belastungstests liegen unserer Meinung nach zum einen in der voneinander abweichenden Struktur der Wirbel in einer Wirbelsäule und der Wirbelsäulen untereinander, z.B. Unterschiede in der Stärke des Bogens oder der Bogenwurzel. Zum anderen sind die Belastungsorte durch die unterschiedliche Geometrie der Wirbel nicht exakt reproduzierbar, so daß die Verteilung der Belastung bei jedem Wirbel oder Wirbelsegment anders sein wird. Belastungsverteilungen, wie sie in der Mechanik an geometrisch einheitlich geformten Körpern ermittelt werden, und bei denen man ein einheitliches Verhalten der Gesamtprobe voraussagen kann, sind natürlich an einer Wirbelsäule, oder auch nur an einem Teil davon, nicht möglich.

b) Untersuchung des Dehnungsverhaltens

Die Betrachtung der Dehnungsverhältnisse am Wirbel läßt erkennen, daß der Knochen direkt unter dem Druck des Hakens am linken Bogen durchgehend gestaucht wird. Wie zu erwarten, wird der Knochen hier komprimiert. Gleiches erkennt man am rechten Bogen, zumindest bei den Segmenten. Auch hier tritt am Applikationsort des DMS eine Stauchung auf. Da die Einzelwirbel u.a. auch durch den Dornfortsatz in der Einbettmasse fixiert sind, können hier Scherkräfte auf der rechten, nicht direkt belasteten Seite auftreten, so daß bei diesen Wirbeln, je nach Ort und Orientierung des DMS, eine Dehnung des Knochens gemessen wird. Eindeutiger ist das Verhalten des Knochens im Bereich der rechten Bogenwurzel. Hier überwiegt die Dehnung. Bei der von uns vorgenommenen Belastung hinter oder auf den Zwischenwirbelgelenken entsteht eine momentane Grenzlinie, die man in den Bereich der Wirbelgelenke legen kann (Abb. 23).

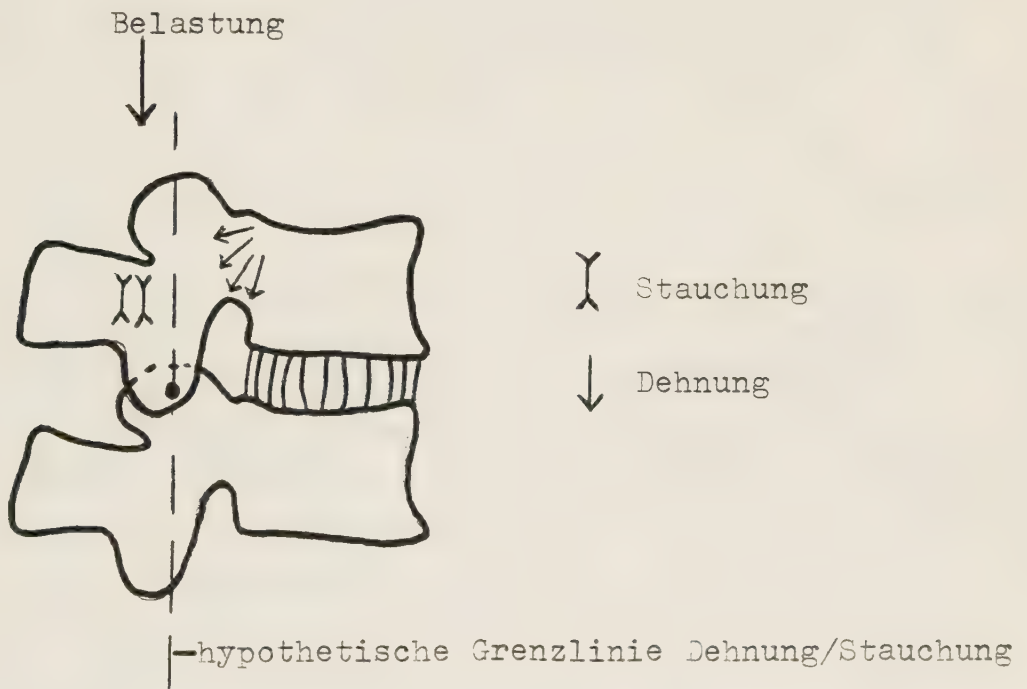


Abb. 23 Dehnung und Stauchung im Bereich der rechten Bogenwurzel und des rechten hinteren Bogenanteils

Der Knochen hinter dieser gedachten Linie wird überwiegend gestaucht (rechter und linker Bogen), da auf diesen Anteil des Wirbelbogens die Kraft über den Haken einwirkt und den Knochen zusammendrückt. Die Anteile des Wirbelbogens ventral dieser Achse, vor allem die Bogenwurzeln, werden wohl eher gedehnt.

Im Bereich der linken Bogenwurzel spielt - im Gegensatz zur rechten Bogenwurzel, an der die unmittelbare Einwirkung des Hakens auf den Knochen nicht zu erkennen ist - das Komprimieren des Knochens in Hakennähe eine Rolle. 5 von 8 Segmenten zeigen hier eine, wie aus den Originalschrieben ersichtlich, zunächst geringe Stauchung, die bei höherer Belastung in eine Dehnung übergeht. Die Bandscheibe setzt wie ein Wasserkissen der anfänglich geringen Belastung geringen Widerstand entgegen. So wird zunächst der gesamte Wirbel linksseitig gestaucht. Setzt eine stärker komprimierte Bandscheibe bei einer höheren Kraft dieser einen höheren Widerstand entgegen, wird der Bogen und die Bogenwurzel vom Wirbelkörper weg nach unten abgebogen. Die Knochenoberfläche im Bereich der Wurzel wird so gedehnt, die dorsalen Teile des Bogens werden weiter komprimiert (Abb. 24).

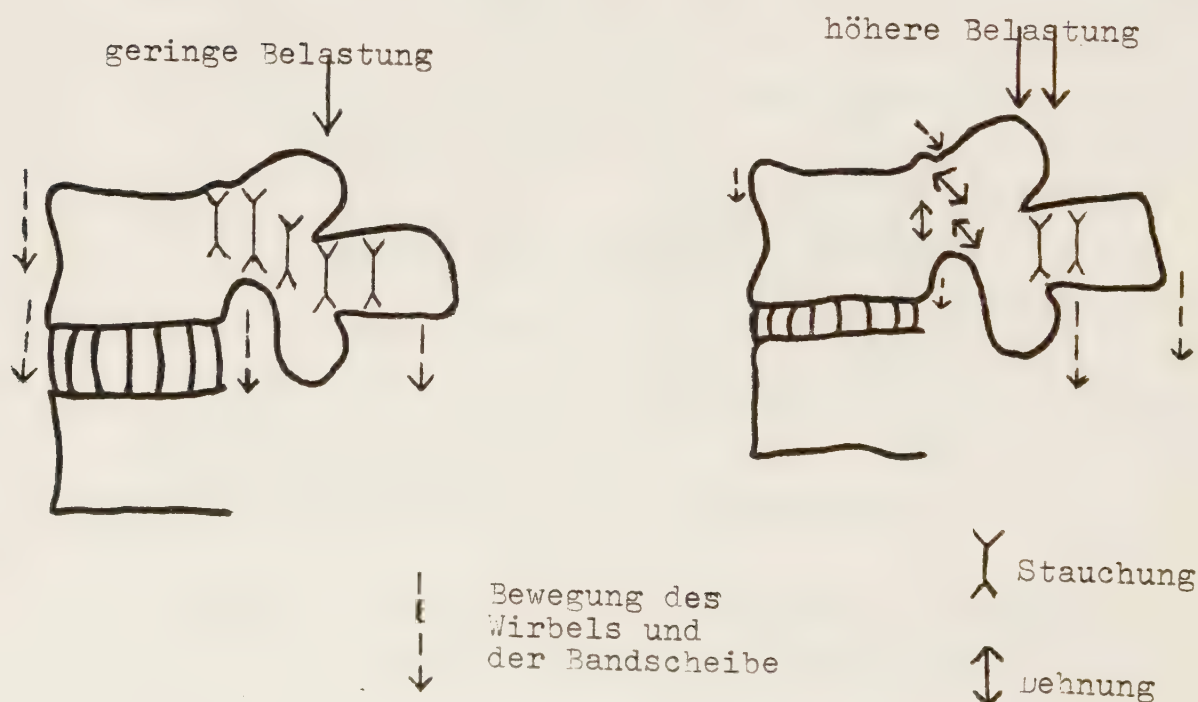


Abb. 24 Dehnung und Stauchung im Bereich der linken Bogenwurzel bei unterschiedlichen Belastungszuständen

Bei der Einbettung der Einzelwirbel fehlt die Zwischenwirbelscheibe als elastisches Element, so daß hier überwiegend Dehnung im Bereich der linken Bogenwurzel gemessen wird.

Je weiter die durch den DMS untersuchte Stelle von der Einwirkung der Kraft entfernt liegt, desto unterschiedlicher fallen die Ergebnisse an den einzelnen Applikationsorten untereinander aus. Scherkräfte treten u.a. zwischen Einbettmasse und Knochen, zwischen Wirbelbogen und Wirbelkörper und zwischen Bandscheibe bzw. Bändern und Knochen auf. Diese Kräfte beeinflussen die Ergebnisse, so daß an den Meßstellen je nach Stärke dieser Scherkräfte und den Abweichungen von der exakt senkrechten Richtungsorientierung der DMS unterschiedliche Ergebnisse gemessen werden. Da diese Kräfte mit unserem Untersuchungsverfahren nicht auszuschließen und auch nicht darstellbar sind, läßt sich aus diesen Resultaten nur eine grobe Abschätzung über die hier vorliegenden Verhältnisse treffen. Sicher ist, daß der Knochen bei Einbringung des Harrington-Distraktionsinstrumentariums im Bereich des hinteren Wirbelbogens und des Ansatzes des Dornfortsatzes gestaucht wird, während im Bereich der Bogenwurzeln eine Dehnung des Knochens zu erfolgen scheint.

c) Vergleich der Registrierungen von Dehnungsmeßstreifen, Schallemission und Kraftkurvenverlauf

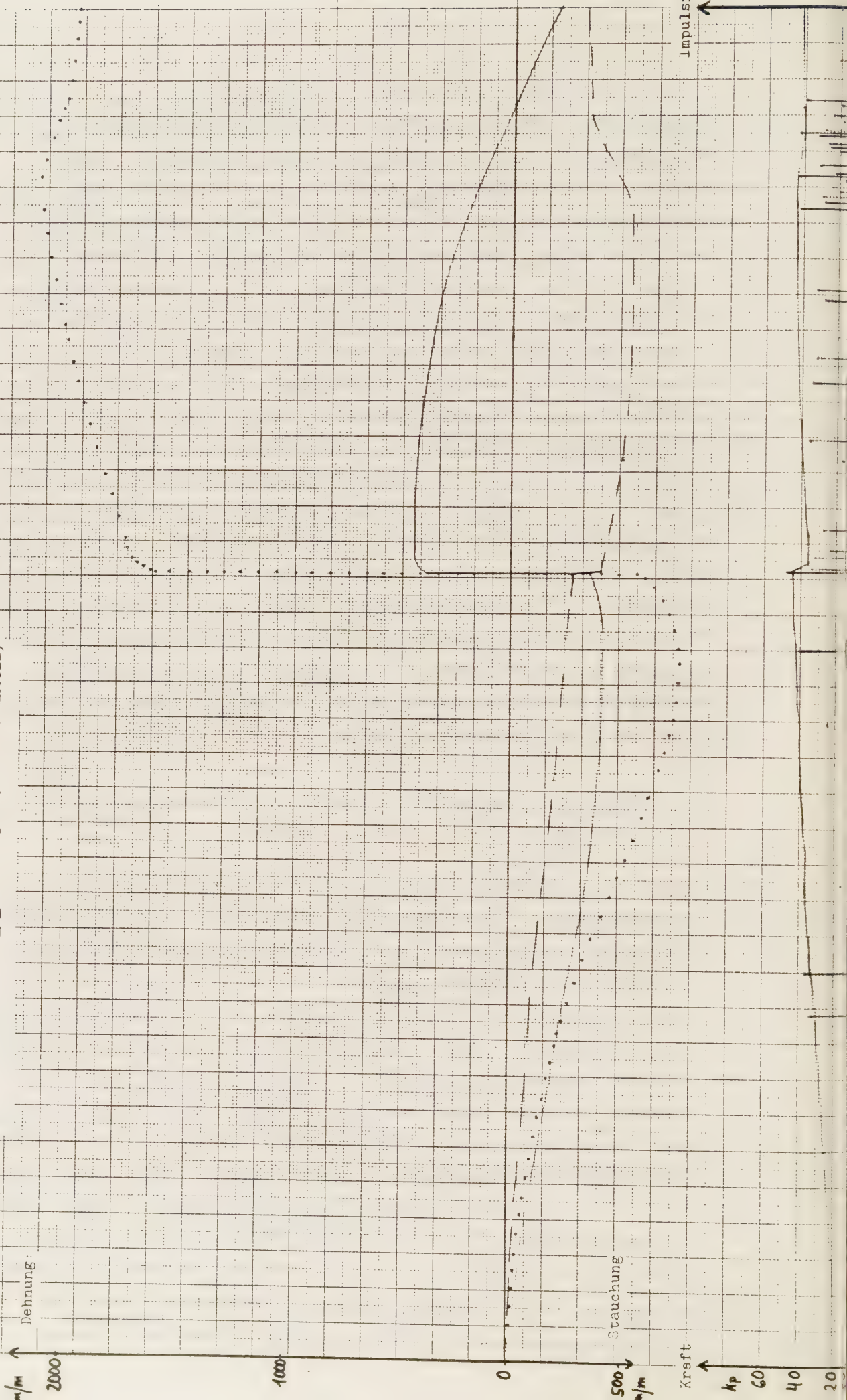
Betrachtet man die geschriebenen Kurven und vergleicht die Dehnungsmeßstreifenausschläge, die Aufzeichnung der Schallemission und der Kraft, stellt man zahlreiche Korrelationen fest, die im folgenden an Hand einiger Beispiele aus den Originalkurven erläutert werden. Bei Abb. 25 handelt es sich um das Segment Th 8/9. Die Kraft und die Stauchung an den 3 hier registrierten Stellen (linker Bogen und linke Bogenwurzel, rechter Bogen) steigen zu Beginn kontinuierlich an. Die zuerst spärlich auftretende Schallemission gibt hier wahrscheinlich Verschiebungen im Segmentgefüge wieder. Bei ungefähr 44 kp Belastung erfolgt dann der Bruch der linken Bogenwurzel (s. Abb. 22). Die gleichzeitige starke Schallemission gibt dieses Ereignis wieder. Allgemein gilt, daß ein derartiger,

Abb. 25 Bruch der li. Bogenwurzel Th 8/9

DEB: li. Bogenwurzel

— li. Bogen (dorsaler Anteil)

-- re. Bogen (dorsaler Anteil)

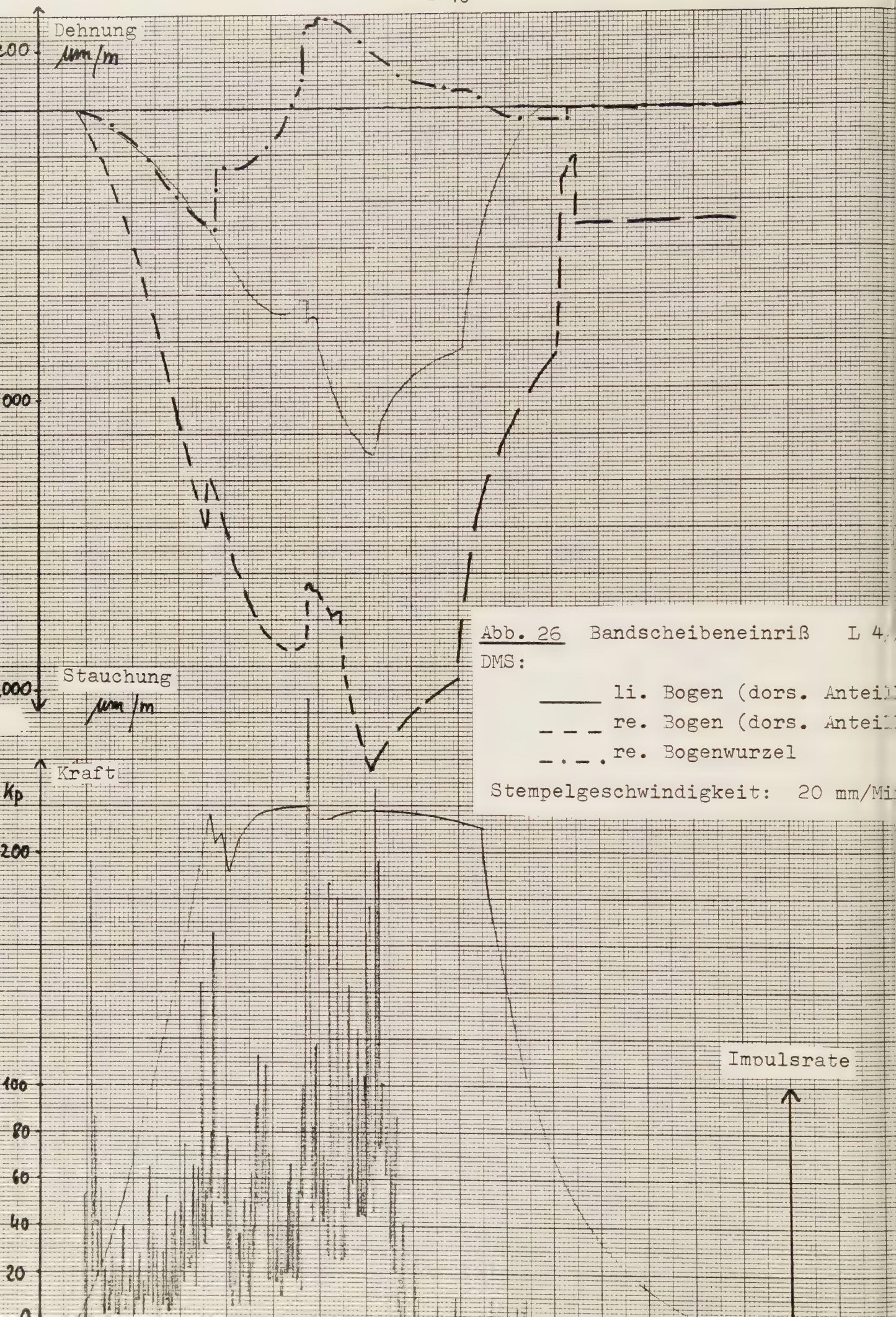


plötzlicher Kraftrückgang mit einem ebenso sprunghaften Rückgang der Stauchung oder Dehnung einhergeht. Im Gegensatz dazu kommt es am rechten Bogen zu einer Zunahme der Stauchung, da sich durch den Bruch der Bogenwurzel die Mechanik des gesamten Wirbels verändert hat. Am stärksten reagiert der DMS im Bruchbereich (linke Bogenwurzel). Aufgrund der nun veränderten statischen Verhältnisse an dieser Stelle schlägt die bisher erfolgte Stauchung in eine starke Dehnung um, die beim weiteren Anstieg der Kraft zunimmt. Auffallend ist, daß schon vor dem Bruch des Bogens die Stauchung stark abnimmt, obwohl die Kraft weiterhin kontinuierlich ansteigt. Diesen Wechsel der Belastung kann man als Indiz für den bevorstehenden Bruch werten, er zeigt die starke Beanspruchung an dieser Stelle auf.

Die beiden anderen, weiter entfernten DMS-Lokalisationen zeigen nicht einen derartigen Sprung in ihrem Dehnungsverhalten, auch werden sie bei Wiederzunahme der Kraft weiterhin gestaucht.

Die stark steigende Impulsrate der Schallemission zeigt auch nach dem Bruch noch weitere Knochenzerstörungen, wahrscheinlich handelt es sich hierbei um einen massiven Einbruch des Hakens in die Kompakta des Wirbelbogens, erkenntlich auch an der Entlastung des Knochens auf der gegenüberliegenden Seite (rechter Bogen).

Eine ebenfalls deutliche Übereinstimmung zwischen den Ergebnissen beider Meßverfahren zeigt Abb. 26 (L 4/5). Hierbei ist die Geschwindigkeit der Kraftmaschine erhöht worden, der Stempel drückt nun mit einer Geschwindigkeit von 20 mm/min. auf den Stab und damit den Haken. Die erste große Spitze der Schallemission ist durch das Setzen des Hakens auf dem Gewebe über der Einsatzstelle bedingt. Es folgt der Kraftanstieg, der parallel mit der zunehmenden Stauchung der 3 Meßorte (linker Bogen, rechter Bogen und rechte Bogenwurzel) und einer kontinuierlichen Schallemission verläuft. Bei 216 kp reißt die Bandscheibe ventral am Übergang zum Knochen. Dieses Ereignis ist in der Schallemission, am Einbruch der Kraftkurve und am Rückgang der Stauchung des Knochens am rechten Bogen und der rechten Bogenwurzel erkennbar. Die Stelle unterhalb des Hakens wird unverändert weiter gestaucht. Die Kraft steigt nach dem Bandscheibenrißwieder an bis auf 220 kp. Ein massives Schallereignis zeigt



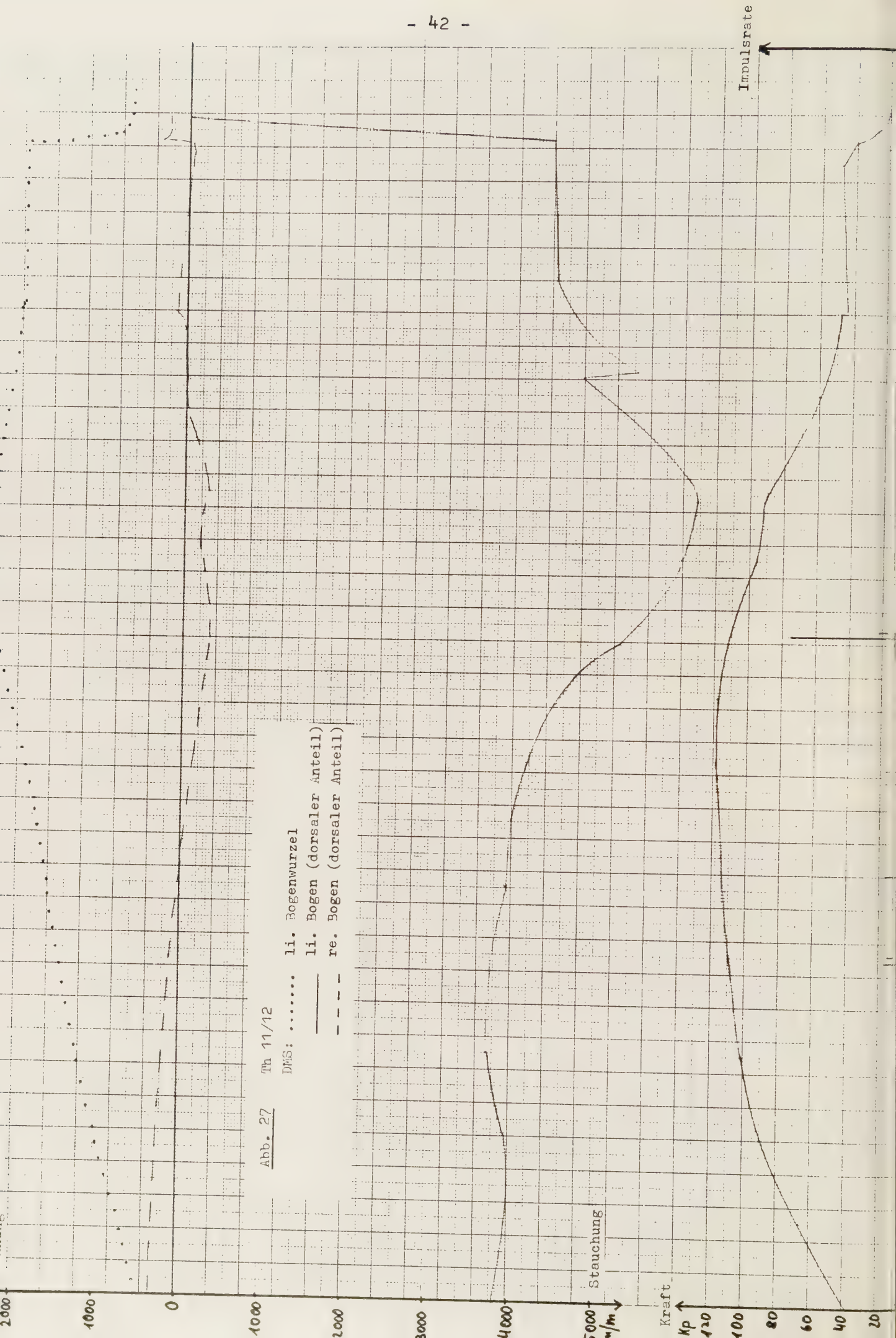
hier den Einbruch der Kompakta, da auch der Knochen unter dem Haken mit einem kurzen Rückgang der Stauchung reagiert. Gleichzeitig kommen wohl auch weitere Risse in der Bandscheibe dazu. Nach dem dritten sehr starken Schallereignis nimmt die Kraft langsam ab, die Stauchung am linken und rechten Bogen geht stark zurück.

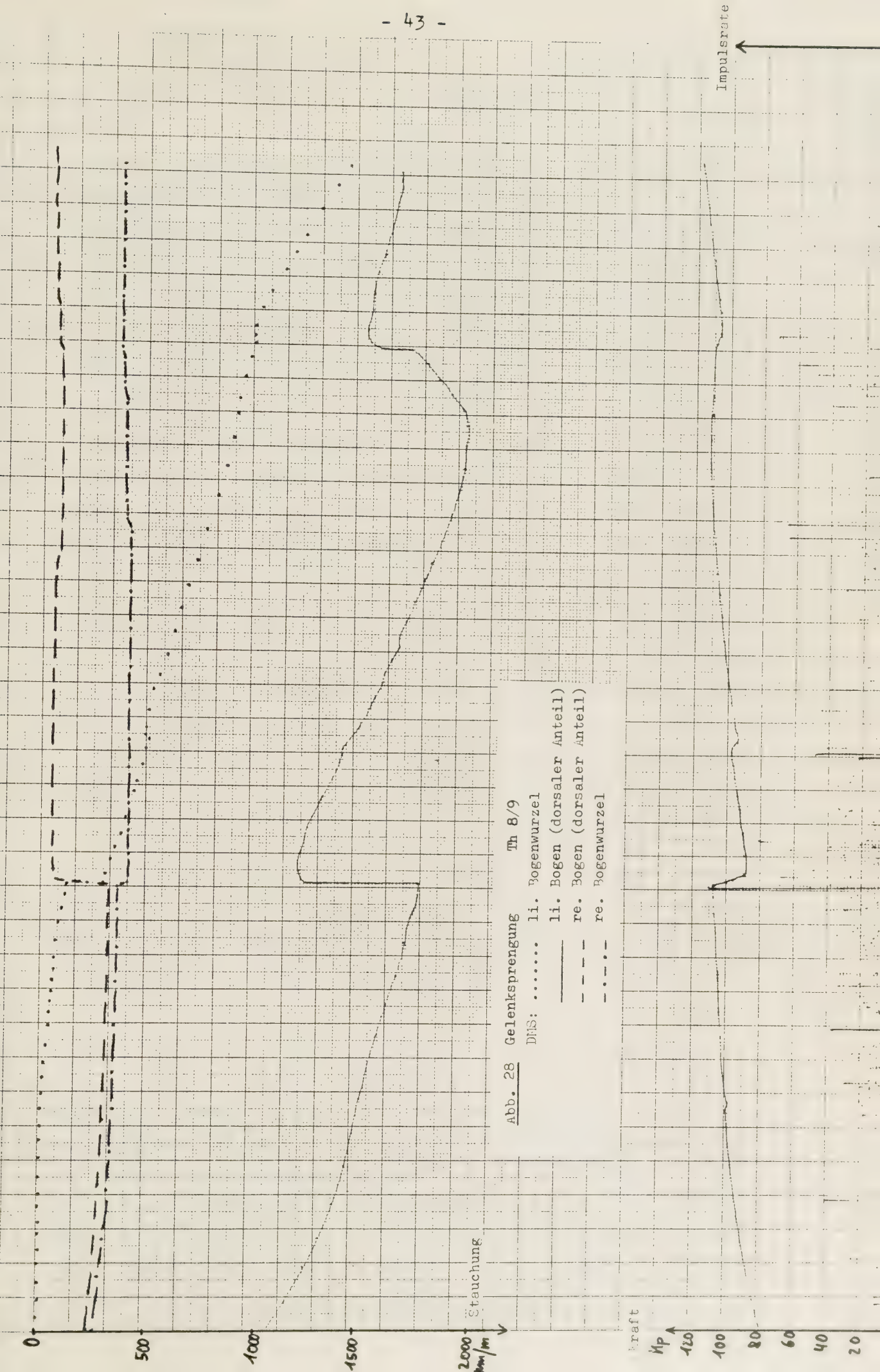
Zusammenfassend kann man sagen, daß bei der Zerstörung der Bandscheibe stärkere Schallemissionen auftreten als bei Knochenfrakturen. Eine Ursache ist die wesentlich größere Fläche der zerstörten Teile als beim Bruch des Bogens. Auch auf die Dehnungsverteilung am Knochen wirkt sich ein solcher Schaden stärker aus, wie man am sprunghafteren Verlauf der DMS-Ausschläge sieht, die zudem sehr gut mit den Schallereignissen korrelieren.

Abb. 27 zeigt den letzten Teil der Belastungskurve des Segmentes Th 11/12. Nach einigen wenigen Schallereignissen sinkt die Kraft zwar schon bei 118 kp ab, die positive bzw. negative Dehnung an den drei gemessenen Knochenstellen nimmt noch bis zu einem Ereignis mit hoher Schallimpulsrate zu. Ab hier geht die Dehnung der linken Bogenwurzel wieder zurück, ebenso wird die Stauchung im Bereich des rechten hinteren Bogenanteils geringer. Lediglich der Knochen direkt unter dem Angriffspunkt des Hakens wird trotz des dargestellten Rückgangs der Kraft weiter gestaucht.

Gleichzeitig sahen wir in dieser Phase des Versuches einen Flüssigkeitsaustritt in der Nähe des linken Zwischenwirbelgelenkes sowie eine leichte Vergrößerung des Abstandes zwischen den Gelenkflächen, was durch die Spannung der Bandverbindungen zum Ausdruck kam. Man kann also vermuten, daß die starke Schallemission mit gleichzeitiger Abnahme der DMS-Ausschläge an zwei Stellen durch eine Schädigung des Wirbelgelenkes und die damit verbundene Strukturänderung bewirkt wird.

Eine regelrechte Sprengung des Gelenkes wurde von uns bei einem Segment Th 8/9 beobachtet. Nach einem deutlich hörbaren Knacken klafften die Gelenkflächen weit auseinander.





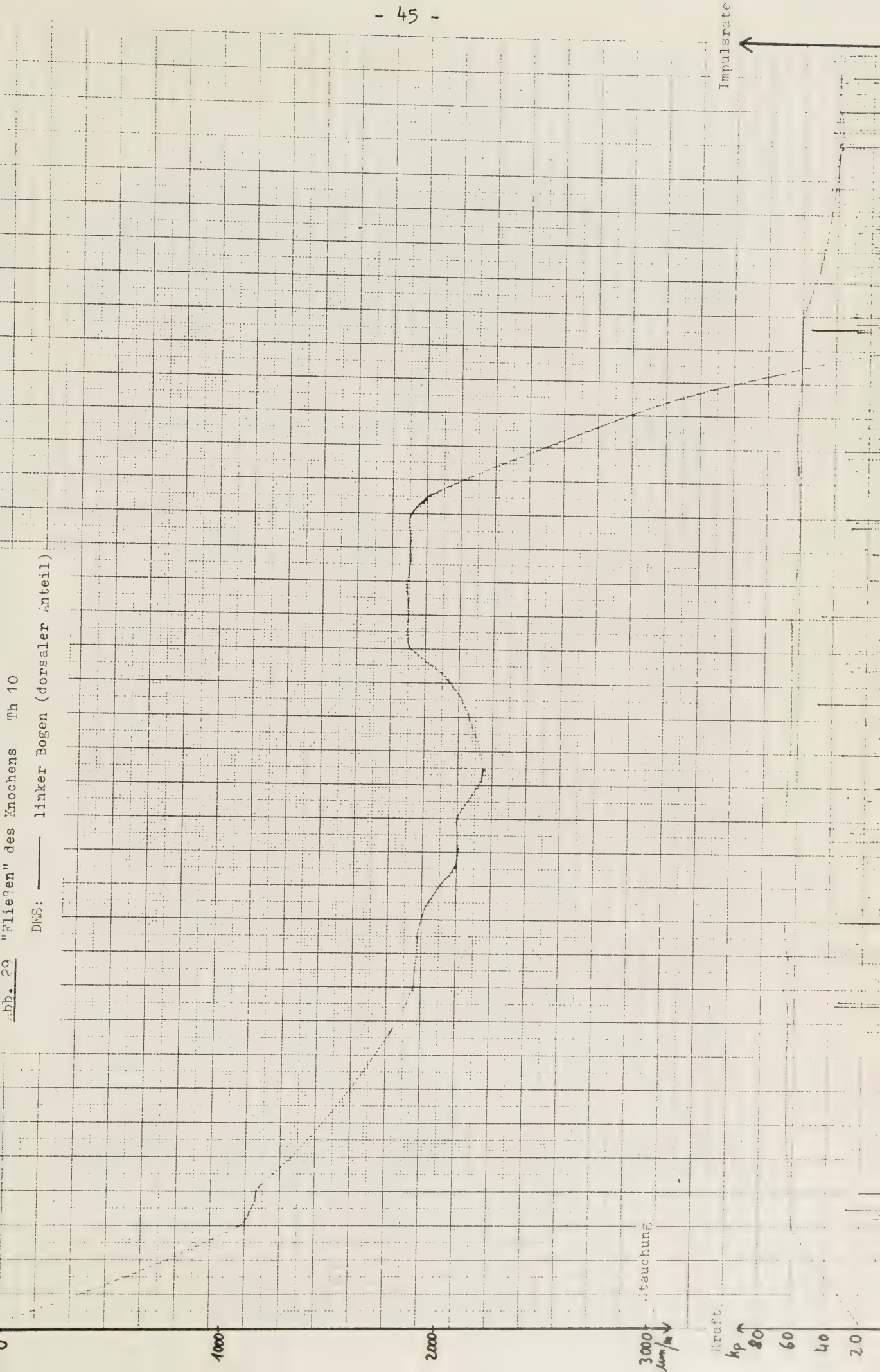
Einen Ausschnitt aus der entsprechenden Registrierung zeigt Abb. 28. Alle vier mit DMS abgedeckten Bereiche des Knochens werden durch den Anstieg der Kraft gestaucht. Beim Auseinandersprennen des Gelenkes, das vorher schon durch stark ansteigende Impulsraten angekündigt wird - vermutlich reißt zuerst der Bandapparat des Gelenkes - sieht man neben der massiven Schallemission im Bereich der hinteren Bogenanteile rechts und links ein sprunghaftes Absinken der Stauchung. Diese Stellen werden im Moment der Sprengung kurzzeitig entlastet, da der Wirbelbogen der Belastungsrichtung ausweicht. An der linken und rechten Bogenwurzel dagegen tritt eine verstärkte Belastung auf, die hier durch das Ansteigen der Stauchung sichtbar wird, da der Wirbelbogen jetzt nicht mehr über das Gelenk auf dem nächsten Wirbel abgestützt ist. So wird der Bogen gegenüber dem Wirbelkörper, der noch über die Bandscheibe mit dem anderen Wirbelkörper verbunden ist, stärker abgeknickt.

Nach der Gelenksprengung muß man annehmen, daß nun die Dornfortsätze beider Wirbel aufeinanderliegen und so nur noch die linke Seite des Bogens, die durch den Haken direkt belastet wird, weiterhin gestaucht wird. Die rechte Bogenseite dagegen wird durch den Dornfortsatz des Nachbarwirbels, der einen großen Teil der Belastung aufnimmt, entlastet. Erkennbar wird dieses Verhalten an der Registrierung der DMS-Ausschläge: die untersuchten Knochenstellen auf der rechten Seite bleiben trotz eines erneuten Kraftanstiegs in ihrem Dehnungsverhalten nahezu konstant, während der gesamte linke Bogen weiter gestaucht wird.

d) Materialeigenschaften des Knochens

Den Begriff des "Fließens", den wir aus der Mechanik übernommen haben, erläutert Abb. 29 (Th 10). Es ist hier die Endphase eines Versuches dargestellt, in der die Kraft konstant bei etwa 65 kp bleibt, und die Dehnung, gemessen am linken Bogen, zunimmt, während immer wieder Schallimpulse auftreten. Zum Schluß zeigen massive "bursts" und ein Rückgang der Kraftkurve den Bruch der knöchernen Struktur. Dieses Phänomen der Dehnungszunahme bei konstanter Kraft wird bei Werkstoffen mit einer Auflösung des

DMS: — linker Bogen (dorsaler Anteil)



Strukturzusammenhalts erklärt. Es kommt zu Änderungen der Molekularstruktur, die sich in der Aufzeichnung der Schallemission durch wiederholte "bursts" bemerkbar machen. Letztendlich führen diese andauernden Mikroläsionen dann zum Einbruch des Knochens, erkennbar an der starken Steigerung der Schallemissionsrate und am Absinken der Kraftkurve.

Die Relaxation (s. S. 7) des Knochens kann man gut an einem Versuch mit dem Einzelwirbel L 3 sehen (Abb. 30). Bei Erreichen der Kraft $F = 138$ kp wird die Kraftmaschine gestoppt. Der Schreiber registriert jetzt diejenige Kraft, die der Stempel der Maschine (und damit Haken und Stab) benötigt, um gegen den Gegendruck des Knochens seine jetzige Position zu halten. Man sieht bei konstant bleibendem Ausschlag der Dehnungskurvenverläufe eine zuerst schneller, dann langsamer zurückgehende Kraftkurve. Das bedeutet, daß es bei gleichbleibender Deformierung des Wirbels, die ja durch die stets gleiche Höhe des Stempels erreicht und durch die unveränderten DMS-Kurven dargestellt wird, zu einer Abnahme der im Wirbel entstehenden Gegenkraft mit der Zeit kommt. Diesen Kraftverlauf nennt man Relaxation.

Man kann dieses Phänomen mit dem Begriff "Setzen" aus der Werkstofftechnik erklären. Dafür ein Beispiel: bei der ersten Inspektion eines Neuwagens nach 1 000 gefahrenen Kilometern werden die Schrauben am Motor und die Zylinderkopfdichtungen noch einmal festgezogen, da durch das Setzen des Materials (der Schrauben einerseits und der Fassungen andererseits) der Widerstand, der dem Schraubenzieher entgegengebracht wird, jetzt geringer ist und die Schrauben locker geworden sind.

Auch die Hysterese (s. S. 6) als eine mechanische Eigenschaft des Knochens kann man aus diesem Kraft-Stauchungsverlauf gut erkennen. Wenn man ein Kraft-Deformierungs-Diagramm aus dem

Abb. 30 Relaxation des Knochens L 3
DMS: li. Bogenwurzel
—— li. Bogen (dorsaler Anteil)
--- re. Bogen (dorsaler Anteil)
-.-.- re. Bogenwurzel

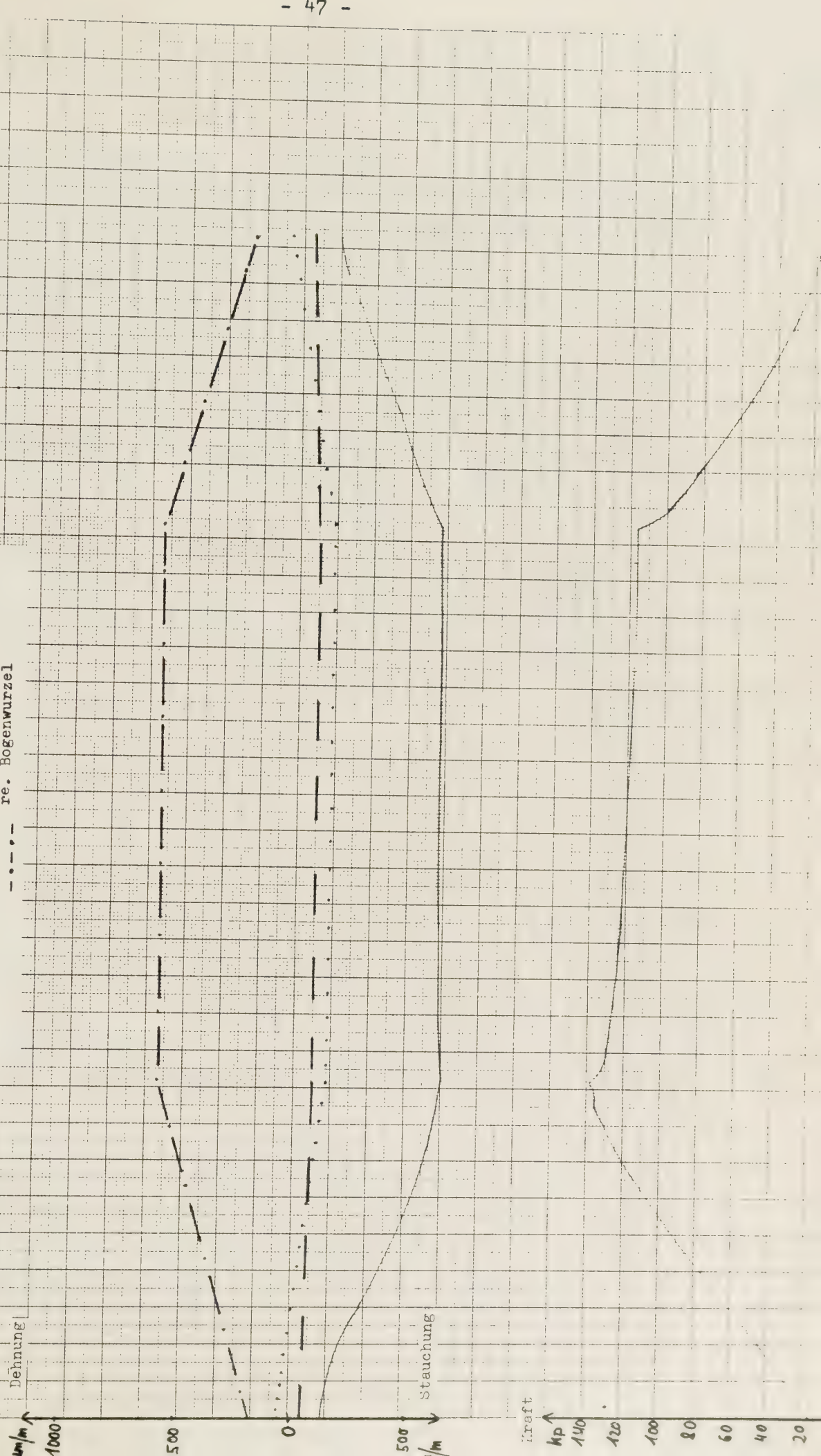
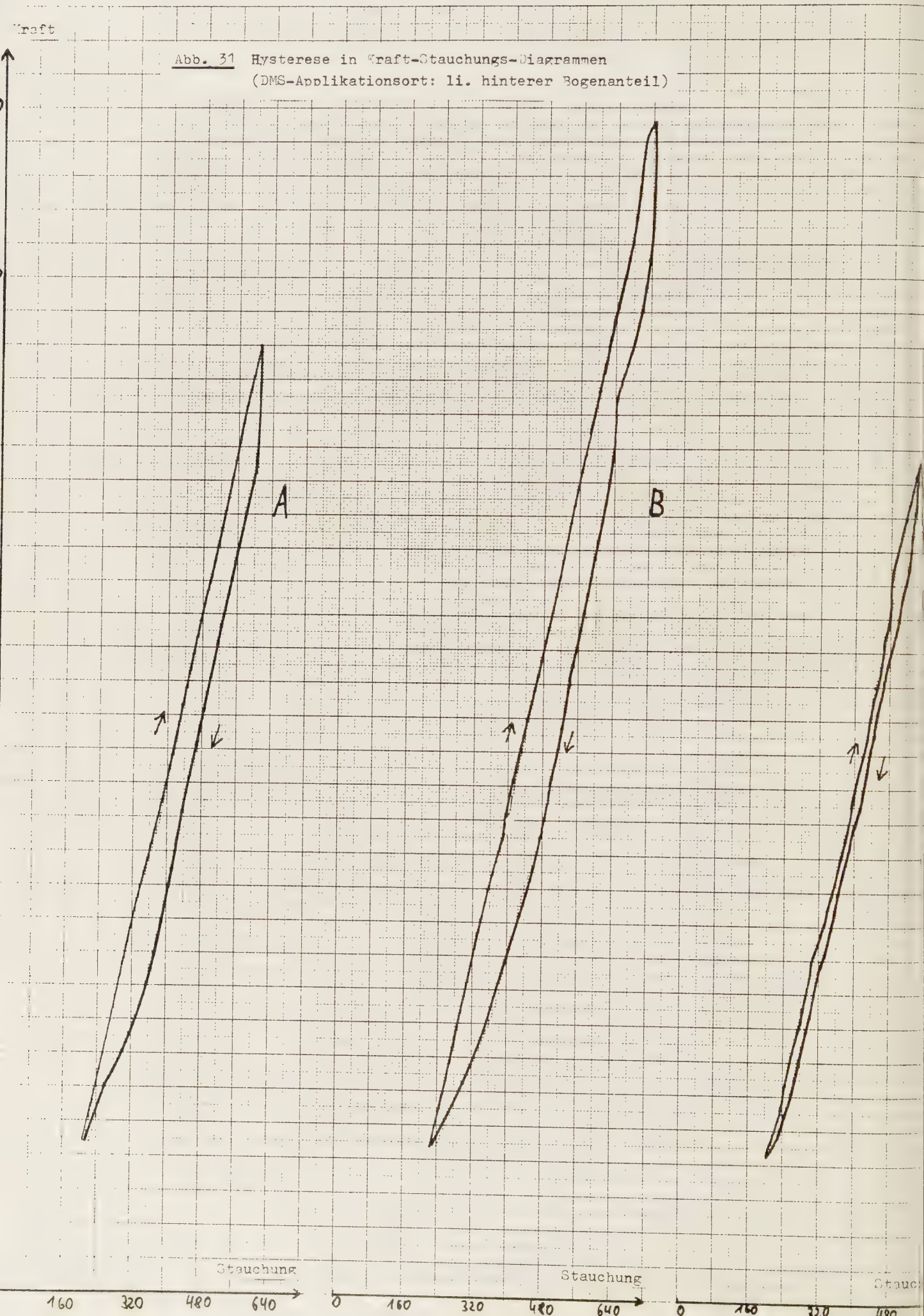


Abb. 31 Hysterese in Kraft-Stauchungs-Diagrammen
(DMS-Applikationsort: li. hinterer Bogenanteil)



Verlauf der Kraftlinie und dem DMS-Ausschlag (Applikationsort linker Bogen) beim Be- und Entlasten aufzeichnet, erhält man die Diagramme in Abb. 31.

Diagramm A ist aus Abb. 30 entnommen, Diagramm B entstammt der Fortsetzung dieses Versuches.

Man erkennt einen deutlichen Energieverlust, d.h. ein Teil jener Energie, die benötigt wird, um den Knochen zu verformen, wird beim Rückgang der Kraft nicht wieder freigesetzt. Das zeigt, daß der Knochen durch die hier vorkommenden Spitzenbelastungen bis 112 bzw. 138 kp plastisch verformt wird. Ebenso fällt auf, daß der Energieverlust, die Hysterese, bei der Wiederholung des Versuches größer wird. Dieses dürfte einerseits an der größeren Belastung liegen (je mehr Energie man aufwendet, desto größer wird die Hysterese), zum anderen aber auch am Wiederholungseffekt: beim ersten Belastungsversuch sind schon einige der quasi-elastischen Strukturen des Knochens (z.B. Trabekelaufbau) zerstört worden, so daß diese jetzt nur noch als weiter verformbare plastische Masse zur Verfügung stehen, die unter Entlastung nicht wieder in ihre Ausgangslage zurückgeht.

Dieser Vorgang bei wiederholter Belastung tritt z.B. auch bei einem Trompetenspieler auf, dessen Backen sich zu Beginn seiner musikalischen Tätigkeit im elastischen Bereich verformen, d.h. sie haben nach dem Spiel wieder ihre normale Form und Größe. Nach einigen Jahren bzw. Jahrzehnten, mit vielleicht höheren Kräften beim Anblasen des Instrumentes und aufgrund von Gewebsänderungen, wird jedoch der plastische Bereich der Verformung erreicht und der Trompeter behält eine verformte Wange zurück.

Ebenfalls deutlich wird aus Abb. 30 der Zusammenhang zwischen Relaxation und Hysterese. In unserem Versuch erkennt man, daß der Energieverlust beim Rückgang der Kraft auch dadurch entsteht, daß die Kraft, mit der der Knochen dem Druck durch die Prüfmaschine entgegenwirkt, geringer geworden ist; und zwar

in der Zeit, in der die Verformung des Wirbels gleichbleibt (erkennbar an den 4 DMS-Registrierungen). Diese Verringerung der Gegenkraft bei gleichbleibender Deformierung bedeutet Energieverlust. Das Setzen des Materials erklärt also ebenfalls das Vorkommen einer Hysterese bei Be- und Entlastung des Knochens.

Dieser Zusammenhang wird durch den Kraftstopp in dem Versuch der Abb. 30 besonders deutlich hervorgehoben, da die Relaxation ein zeitabhängiger Effekt ist und hier ein größerer Abstand zwischen dem Anstieg der Kraft und ihrem Abfall besteht.

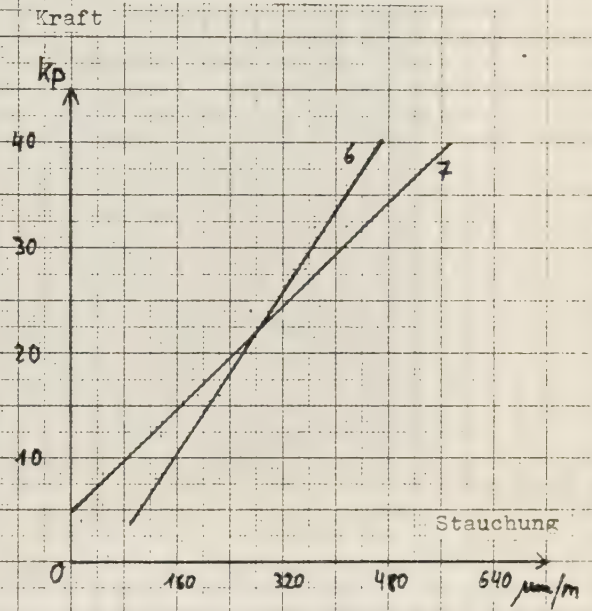
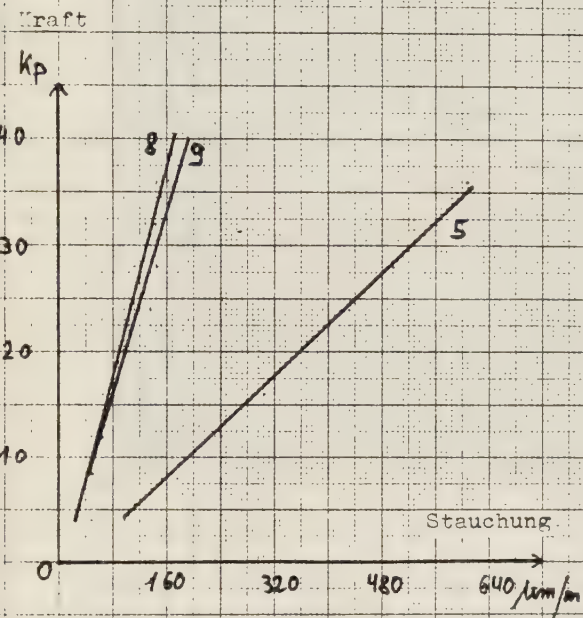
Verringert man die Belastung sofort nach Erreichen der Maximalbelastung, ist der Hystereseeffekt sicherlich wesentlich geringer. Die Relaxation spielt aber auch hierbei eine Rolle, da beim Entlasten ebenfalls eine, wenn auch durch die kürzere Zeit geringere, Relaxation auftritt. Dieses Verhalten des Knochens zeigt Abb. 31 C. Es handelt sich um einen anderen Ausschnitt des Versuches aus Abb. 30. Die entstandenen Differenzen sind allerdings derart gering, daß man sie auch auf Meßungenauigkeiten zurückführen könnte.

Die elastischen Eigenschaften des Knochens im Bereich der Belastung, die beim Verfahren nach Harrington durch den Distraktionsstab auftritt, zeigen die Kraft-Stauchungskurven in Abb. 32. Aus 9 Originalkurven haben wir aus der Höhe der Stauchung, gemessen auf der Oberfläche des Wirbelbogens unter der Einsatzstelle des Fixationshakens, und der Kraft im Bereich von 4 - 40 kp eine Wertetabelle ermittelt und daraus zu jedem Wirbel bzw. Wirbelsegment die hier aufgetragene Regressionsgerade errechnet. Bei allen Wirbelproben erkennt man eine Proportionalität zwischen der einwirkenden Kraft und der resultierenden Stauchung. Mechanisch betrachtet, handelt es sich hier um den elastischen Bereich bei der Belastung eines Körpers, in diesem Fall des Knochens. Eine Formänderung verschwindet bei Entlastung wieder.

Abb. 32 Kraft-Stauchungs-Diagramme

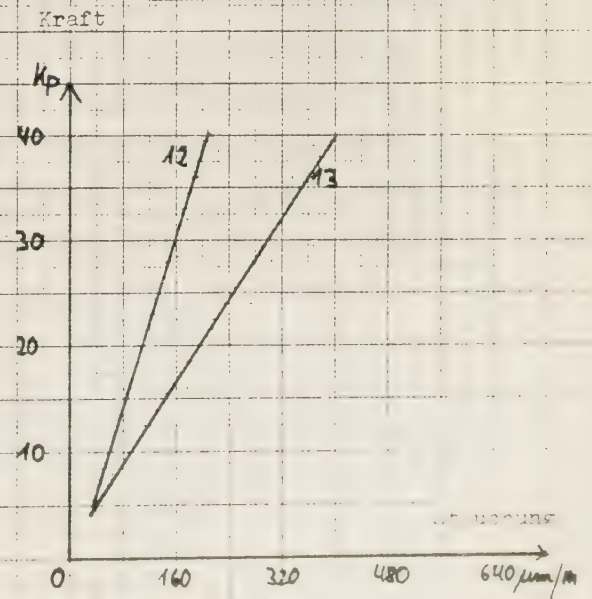
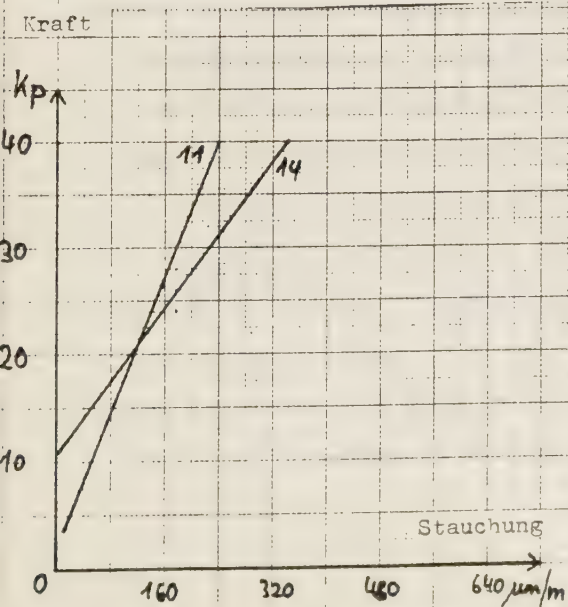
Nr.	Wirbel	Korr.-Koeff.
5	Th 8/9	0.98
8	Th 11/12	0.99
9	Th 11/12	0.97

Nr.	Wirbel	Korr.-Koeff.
6	Th 10	0.997
7	Th 10	0.99



Nr.	Wirbel	Korr.-Koeff.
11	L 1/2	0.98
14	L 4/5	0.97

Nr.	Wirbel	Korr.-Koeff.
12	L 3	0.99
13	L 3	0.97



Geht man aber mit der Kraft über eine gewisse, für die verschiedenen Stoffe unterschiedliche Größe hinaus, so treten andersartige Verhältnisse auf. Zunächst einmal setzt dann das Material der einwirkenden Belastung einen geringeren Widerstand entgegen, so daß die Stauchung schneller zunimmt; von einer bestimmten Grenze an wird die Verformung dann nach dem Ende der Krafteinwirkung nicht wieder zurückgebildet. Man befindet sich jetzt im sogenannten plastischen Bereich der Verformung. Diesen plastischen Bereich haben wir bei unseren Versuchen erreicht (s. Darstellung der Hysterese), bei den bei Benutzung des Harrington-Instrumentariums in vivo erzielten Kräften bleibt die Verformung im elastischen Bereich.

e) Unterschiede zwischen einzelnen Wirbelgruppen

Es liegt nahe, die Kraft-Stauchungs-Diagramme (s. Abb. 32) in Bezug auf Unterschiede zwischen Einzelwirbeln und Zweiersegmenten oder zwischen Brust- und Lendenwirbeln zu untersuchen. Nimmt man die Steigung der oben angeführten Regressionsgeraden als Maß, so läßt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den angeführten Gruppen von Wirbeln erkennen. WEAVER zeigte durch seine Belastungsmessungen an Spongiosaproben aus Lendenwirbeln, daß die Materialeigenschaften von Wirbeln aus unterschiedlichen Wirbelsäulenhöhen gleich sind. Sieht man die von uns errechnete Steigung als Materialparameter an, so läßt sich auch aus unseren Ergebnissen der Schluß ziehen, daß die Unterschiede je nach Höhe des Wirbels oder des Segments bei den Bruchbelastungstests durch die Größe und Dicke des Knochens bedingt sind und nicht durch unterschiedliche Materialeigenschaften.

Betrachtet man die Tabellen 3 und 4, so erkennt man, daß Brüche, Bandscheibeneinrisse oder Wirbelgelenkschäden nur bei den Segmenten auftreten. Bei allen Einzelwirbeln stellten wir einen deutlichen, tiefen und scharfrandigen Einbruch in die Kompakta des Knochens unter dem Haken fest (Abb. 33).



Abb. 33 Einbruch des Hakens in den Knochen

Aufgrund der starken Fixation des gesamten Wirbels in der Einbettmasse wird der Druck des Hakens zum allergrößten Teil auf den direkt darunterliegenden Knochen weitergegeben. Die elastischen Elemente eines Segmentes dagegen nehmen einen großen Anteil der Belastung auf. Dieses war während der Versuche deutlich erkennbar, da die beiden Wirbelkörper bei Belastung unter starker Verschmälerung der Zwischenwirbelscheibe gegeneinander geschoben wurden, bis die Dornfortsätze dicht übereinanderlagen (bei höchsten Belastungen sogar nebeneinander). Bei Rückgang der Kraft ging das Segment, ähnlich einer zusammengedrückten Feder, wieder auseinander. Tiefe Einbrüche des Hakens in den Knochen waren bei der Segmenten daher nicht zu sehen.

f) Auswirkungen der höheren Belastungsgeschwindigkeit

Bei den beiden Segmenten L 4/5 fuhren wir im Versuch den Stempel der Kraftmaschine nicht mehr mit 1 mm/min., sondern mit 20 mm/min. herunter. Auffallend ist, daß es bei beiden Segmenten bei einer Belastung um 215 kp zu einem Zwischenwirbelscheibeneinriß kam.

Man kann die Bandscheibe bei unseren Belastungsversuchen als Element mit einer Art hydraulischer Funktion ansehen. Ein derartiges Element setzt einer einwirkenden Verformung einen geschwindigkeitsproportionalen Widerstand entgegen.

Bei langsamer Belastung kann die Zwischenwirbelscheibe der Kraft gut nachgeben, da das "Wasserkissen" in ihr komprimierbar ist und der Belastung ausweicht.

Schneller einwirkende Kräfte erhöhen den Widerstand im Inneren der Bandscheibe und setzen so die Verformbarkeit des "Wasserkissens" herab. Es entstehen höhere Kräfte und damit höhere Belastungen der elastischen Strukturen, die zu Zerstörungen führen können. Deshalb ist die Zwischenwirbelscheibe bei den Versuchen mit höherer Belastungsgeschwindigkeit der gefährdetste Anteil eines Bewegungssegmentes. Dieses Verhalten ist vergleichbar mit dem eines hydraulischen Türschließers, der beim schnellen, ruckartigen Schließen der Tür beschädigt wird.

IV. DISKUSSION

1. Diskussion der Methoden

Zunächst soll eine Beurteilung der von uns verwendeten Verfahren, der DMS-Technik und der Schallemissionsanalyse, erfolgen.

DMS stellen eine geeignete Untersuchungsmethode für Belastungen von Knochen, Bändern und Knorpel dar.

Quantitative Ergebnisse lassen sich allerdings nur dann erzielen, wenn das Untersuchungsmaterial in Bezug auf die Form, die Dehnungsverteilung und die Belastbarkeit einheitlich ist. Geometrisch komplizierte Strukturen wie z.B. ein Wirbel lassen keine genauen Aussagen zu, da schon kleinste Richtungsveränderungen beim Aufkleben der DMS stark unterschiedliche Werte bei gleicher Belastung ergeben können.

So läßt sich mit der DMS-Technik am Wirbel nur ein qualitativer Überblick über einzelne ausgewählte Stellen an der Knochenoberfläche gewinnen. Über die Kräfte, die im Inneren des Knochens selbst wirken und letztlich eine Fraktur verursachen können, lassen sich nur sehr schwer Aussagen treffen.

Es erscheint sinnvoll, die Schallemissionsanalyse zur Untersuchung von Knochen hinsichtlich eventueller Strukturänderungen durch Belastung anzuwenden. Allerdings läßt das Verfahren, so wie es von uns mit der Aufzeichnung der Impulsrate verwendet wurde, keine genauen Rückschlüsse auf die zerstörte Struktur zu. Dafür fehlen Erkenntnisse über den Zusammenhang zwischen Impulslänge, Amplitude, Energie und Frequenz der Schallemission einerseits und der Art der Zerstörung im Knochen andererseits. Es könnte also Gegenstand weiterer Untersuchungen sein, einem Bruch im Knochen, einem Riß in der Zwischenwirbelscheibe oder in einem intervertebralen Ligament

ein Schallereignis in Bezug auf Impulsrate, -länge usw. zuzuordnen, was aufgrund der vorhandenen Analysegeräte durchaus möglich ist. Eine solche Zuordnung konnten wir lediglich in einigen Fällen durch visuelle Beobachtung treffen.

Die von uns vorgenommene Unterteilung in Einzelwirbel und Segmente aus je 2 Wirbeln wurde nach den Vorversuchen vollzogen, um eine Auswirkung der elastischen Bestandteile eines Bewegungssegmentes feststellen zu können. Vermutlich nimmt die Einbettmasse unter den Einzelwirbeln einen großen Teil der Energie auf, die durch die Versuchsanordnung bei Belastung des Wirbels aufgebracht wird. Auch ist ein solcher Wirbel zu unbeweglich, um andere Auswirkungen der Belastung als den Einbruch unmittelbar unter dem Fixationshaken zu zeigen. Vergleicht man die maximal erreichten Belastungswerte der Einzelwirbel mit denjenigen der Segmente, so läßt sich kein signifikanter Unterschied feststellen. Allerdings muß man hinzufügen, daß diese Werte aufgrund der unterschiedlichsten Ereignisse zustande gekommen sind. Eine vergleichbare Zahl wäre z.B. der Kraftwert, bei der der Fixationshaken in die Kortikalis des Bogens einbricht. Dieser Punkt läßt sich aber mit unseren Untersuchungsmethoden nicht exakt feststellen. Hinzu kommt, daß bei einigen Segmenten schon vor einem eventuellen Einbruch die Gesamtstatik des Untersuchungsobjektes durch Wirbelbogenabbruch, Gelenkverletzungen oder Bandscheibenrisse stark verändert wurde. Dennoch lassen sich auch aus den Untersuchungen der Einzelwirbel Erkenntnisse gewinnen (das "Fließen" des Knochens (Abb. 27)) oder aus dem Vergleich mit den Segmenten. Diese stellen allerdings die physiologischere Form des Untersuchungsmaterials dar.

Ein Nachteil bei der Betrachtung der Segmente ist die relativ starke Beweglichkeit des oberen Wirbelkörpers, die in vivo durch die Übereinanderschichtung vieler derartiger Einheiten nicht gegeben ist.

2. Diskussion der Ergebnisse

Eine Wertung der von uns erhaltenen Ergebnisse für die Durchführung der Operation nach Harrington zu geben, ist naturgemäß schwierig, da wir immer nur einen Teil der Wirbelsäule berücksichtigen können und außerdem die vielfältigen Kräfte, die auf die Wirbelsäule in vivo einwirken, außer Betracht lassen müssen. Wie bereits erwähnt, fanden PANJABI et al. in ihren Untersuchungen, daß eine Vorlast auf einem Bewegungssegment die Steifigkeitswerte vergrößern oder verkleinern, aber auch unverändert lassen kann (diese Vorlast ist beim Menschen durch das Körpergewicht und durch Drehmomente aufgrund der Lage des Körperschwerpunktes bedingt).

Die Belastung über den Haken und Stab des Harrington-Instrumentariums entspricht zu Beginn unserer jeweiligen Versuche derjenigen, die während der Operation auftritt. Die in vivo beschriebenen Bruchtestwerte von ungefähr 38 kp (WAUGH) liegen erheblich niedriger als die von uns und anderen (WAUGH) in vitro erzielten Werte. Das ist zum Teil auf die oben erwähnte Vorlast zurückzuführen, die im Körper die Beanspruchung der Wirbelsäule stark erhöht. Hinzu kommt, daß in vivo das Harrington-Instrumentarium in eine intakte Wirbelsäule eingesetzt wird, die aus vielen, übereinander fixierten Bewegungssegmenten besteht. Besonders die Wirbelkörper und die Bandscheibe bilden eine mehr oder weniger starre Einheit. Belastet man intraoperativ den hinteren Anteil des Wirbelbogens, so leuchtet ein, daß die Stelle der größten Belastung am Abgang des Wirbelbogens aus dem Wirbelkörper liegt. Dieser Bruch des Wirbelbogens, der öfter als Komplikation beschrieben wird, ereignete sich bei unseren Versuchen bereits bei 44 kp, was zumindest in der Nähe der in vivo gemessenen Maximalbelastung liegt.

Bandscheibenrisse und Knochenbrüche vorne am Wirbelkörper werden bei Anwendung der Harrington-Methode intraoperativ nicht auftreten, da hier die stabilisierende Wirkung der gesamten Wirbelsäule zum Tragen kommt und die erzielbaren Kräfte mit dem Outrigger oder der Spreizzange zu niedrig sind.

Vergleicht man WAUGH's Ergebnisse mit unseren, so haben wir ebenfalls eine starke Streuung der Bruchtestwerte. Bei den Brustwirbeln reichen unsere Werte von 44 - 206 kp (WAUGH: 37 - 134 kp), im Lendenwirbelbereich dagegen ist unsere Streuung wesentlich geringer: 182 - 216 kp gegenüber 55 - 259 kp von WAUGH. WAUGH's Durchschnittswerte liegen mit 87 kp thorakal und 175 kp lumbal um etwa 30 - 35 kp unter unseren Werten, was wohl darauf zurückzuführen ist, daß er nur die Wirbel der oberen Anteile eines jeden Wirbelsäulenabschnittes untersuchte (Th 4 - 6, L 1 - 3).

Die von uns gefundenen stark unterschiedlichen Maximalbelastungswerte, vor allem im Bereich der BWS, zeigen, daß man keine allgemein gültigen Zahlenangaben für die Belastung eines Wirbels geben kann. Die Widerstandsfähigkeit ist u.a. abhängig von seiner Lage in der Gesamtwirbelsäule, seiner individuellen Bauform und Größe, der Festigkeit seines Materials sowie in Bezug auf das Harrington-Verfahren auch von der Einsatzstelle des Hakens, der Länge und der Belastung des Stabes. Ein thorakaler Wirbelbogen wird im allgemeinen eher als ein lumbaler frakturiert werden, ein Wirbel mit einer stark ausgebildeten Bogenwurzel ist der Krafteinwirkung des Hakens gegenüber widerstandsfähiger.

Ein Beispiel soll die Schwierigkeit in der Beurteilung der Bruchfestigkeit zeigen. Bezieht man sich nur auf die Lage eines Wirbels in der kompletten Wirbelsäule, so ist einleuchtend, daß ein großer Lendenwirbel mit einem kräftigen Bogen, z.B. L 5, eine hohe Belastung aushält. Andererseits liegen aber kaum noch elastische Strukturen kaudalwärts

von ihm, so daß er die auf ihn durch den Harrington-Stab einwirkende Kraft nicht nach unten weitergeben kann. Ein Brustwirbel in Höhe von Th 7 oder 8 dagegen ist ausreichend von elastischen Elementen umgeben, die die Kräfteinwirkung des Stabes aufnehmen können; im Gegensatz zum Lendenwirbel ist bei ihm aber der Bogen schwächer ausgebildet. So spielen allein bei dieser Betrachtung zwei gegensätzliche Komponenten eine Rolle, die eine Abschätzung der in vivo vorhandenen Bruchfestigkeit sehr erschweren. Der Operateur sollte also stets individuell bestimmen, welche Kraft er mit Hilfe der Instrumente über die Haken zur Stabilisierung und Korrektur der Wirbelsäule ausüben kann. Auch unsere Untersuchungen ergaben keine, während der Operation verwertbaren, Anzeichen für eine bevorstehende Überbelastung an der Einsatzstelle des Hakens. Bei der Verwendung des Distraktionsstabes verzichtet man nach einer ausreichenden Stabilisierung so besser auf das Benutzen der letzten Rasterkerben, da hier zusätzliche Korrektureffekte gering und die erzielten Kräfte hoch sind (SCHULTZ, HIRSCH).

Wie die Untersuchungen von TRIAS et al. zeigen, gibt es beim Aufdehnen des Harrington-Distraktionsstabes mittels des Spreizers bei jeder Kerbe eine kurzzeitige hohe Kraftspitze, ehe die Kraft auf einen konstanten Wert absinkt, der dann der statischen Belastung des jeweiligen Dehnungsschrittes entspricht (Abb. 34).

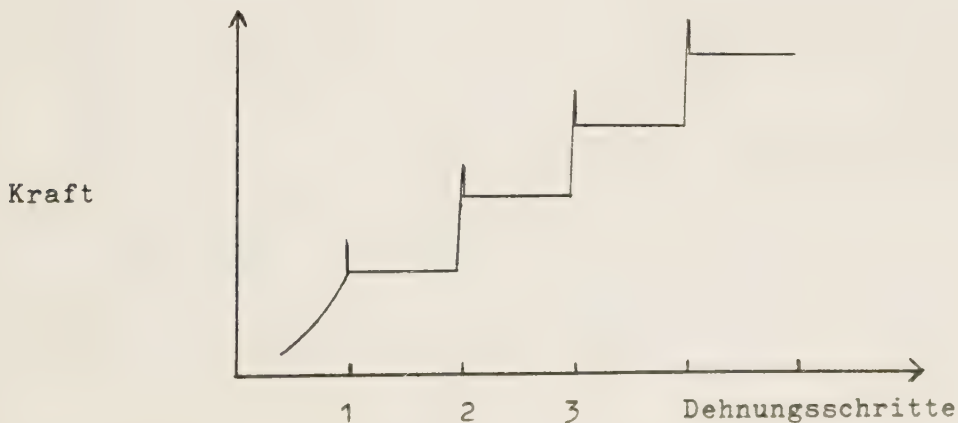


Abb. 34 Kraftverlauf beim Spreizen des Distraktionsstabes
(aus: TRIAS et al.; Dynamic loads experienced in ...)

Das von uns aufgezeigte elastische Verhalten des Knochens im Bereich bis 40 kp sowie vor allem die elastischen Eigenschaften aller Bandscheiben in vivo erklären, daß diese erheblichen dynamischen Kraftüberschüsse aufgefangen werden können. Dehnt man allerdings zu stark, könnte man durch die starke Krafterhöhung in den Bereich der plastischen Verformung gelangen, so daß Strukturzerstörungen im Knocheninneren auftreten, die letztendlich zum Bruch des Knochens führen.

Spitzenbelastungen in Stab und Haken, z.B. in der Aufwachzeit nach der Operationsanästhesie, durch Husten oder Erbrechen (NACHEMSON, ELFSTRÖM) können durchaus die Werte übersteigen, die vielleicht bei anderen Patienten als Maximalbelastungswerte angegeben werden, da es sich hierbei ebenfalls um kurzzeitige dynamische Belastungen handelt, die vor allem über die elastischen Bestandteile der Wirbelsäule aufgefangen werden. Daß diese momentanen Kraftanstiege ohne Schaden toleriert werden können, kann man sich vorstellen, wenn man die von uns in vitro gemessenen noch viel höheren Maximalwerte betrachtet (Tab. 3 und 4). Andererseits ist aber eine möglichst komplikationslose postoperative Zeit erforderlich, da mehrmalige Belastungen, die gegenüber denen im eigentlichen Operationsverfahren mehr als doppelt so groß sind, sicherlich unerwünscht sind.

Interessante mechanische Eigenschaften des Knochens sind die Hysterese und das "Fließen", die einen Einblick in die Vorgänge im Knochenmaterial bei höherer Belastung geben. Da es dabei zu einer plastischen Verformung des Knochens kommt, sollten diese Effekte bei der Anwendung des Harrington-Verfahrens nicht auftreten. Allen vorliegenden Untersuchungen zufolge sind die in vivo auftretenden Kräfte geringer, obwohl kurzzeitig Belastungen erreicht werden, die möglicherweise zu plastischen Deformierungen führen. Das Fließen des Knochens konnten wir in vitro schon bei Belastungen um 60 kp beobachten. Die Hysterese bei Be- und Entlastung wird, wenn auch in geringerem Maße, ebenfalls bei niedrigen Belastungen vorkommen.

Es ist also möglich, daß intraoperativ auftretende Spitzenbelastungen eine plastische und damit irreversible Strukturveränderung im Inneren des Knochens hervorrufen und so einen eventuellen Ausriß des Hakens oder einen Abbruch der Bogenwurzel begünstigen.

Den Effekt der Relaxation, der auch von HIRSCH, WAUGH und NACHEMSON, ELFSTRÖM beschrieben wird, konnten wir ebenfalls aufzeigen. Dieses zeitabhängige Setzen des Materials, neben dem Knochen vor allem die Bänder und Bandscheiben, macht man sich während der Operation zunutze, indem man die stufenweise Distraction in Intervallen durchführt oder mit dem Outtrigger sehr langsam aufdehnt.

V. ZUSAMMENFASSUNG

Um einen Einblick in die Vorgänge im und am Wirbel beim Einsetzen des Harrington-Instrumentariums, einer Vorrichtung zur operativen Behandlung von Skoliosen, zu erhalten, wurden 9 Wirbelsegmente, bestehend aus je 2 Wirbeln, und 6 Einzelwirbel belastet. Mit Hilfe zweier Verfahren aus der Werkstoffkunde, der Dehnungsmeßstreifentechnik und der Schallemissionsanalyse, wurden gleichzeitig Änderungen an den Untersuchungsobjekten beim Einsetzen der Fixationshaken des Distractionssystems registriert.

Bei den Belastungsuntersuchungen erkennt man einen signifikanten Unterschied der Maximalwerte von Brust- und Lendenwirbeln. Im Bereich der thorakalen Wirbelsäule ergeben sich Werte zwischen 44 und 206 kp (Mittelwert 121,7 kp), bei den Lendenwirbeln reichen die Werte von 182 bis 216 kp (Mittelwert 205,3 kp).

Die Dehnungsmessung ergibt aufgrund der unterschiedlichen Wirbelstruktur keine einheitlichen Ergebnisse, doch überwiegt bei höherer Belastung eine Dehnung des Knochens im Bereich der Bogenwurzel, während der Knochen im hinteren Anteil des Bogens gestaucht wird. Die gleichzeitige Registrierung der Schallemission sowie die Messung der Dehnung und der Krafthöhe läßt in einigen Fällen das Erkennen von zerstörten Strukturen zu. Besonders der Verlauf der Kraftkurve gibt Aufschluß über mechanische Eigenschaften des Knochens wie "Fließen", Relaxation und Hysterese. Ebenfalls wird die Elastizität des Knochens bei geringer Krafteinwirkung dargestellt. Versuche mit unterschiedlicher Belastungsgeschwindigkeit zeigen, daß bei langsamer Zunahme der Kraft eher der Knochen geschädigt wird, bei höheren Geschwindigkeiten die Bandscheibe aufgrund ihrer hydraulik-elementähnlichen Eigenschaft.

In Bezug auf die Verfahren der DMS-Technik läßt sich feststellen, daß man Dehnung und Stauchung nur qualitativ, nicht quantitativ, bestimmen kann, da die Applikationsbedingungen für DMS nicht für jeden Wirbel exakt reproduzierbar sind. Die Schallemissionsanalyse zeigt an, daß eine Strukturzerstörung stattgefunden hat, gibt aber keine Erkenntnis über den genauen Ort der Zerstörung.

Allgemeingültige Kriterien für das intraoperative Einsetzen des Stabes können nicht gegeben werden. Solange der Knochen elastisch verformt wird, kommt es nicht zu Läsionen im Knochengefüge. Der Übergang vom elastischen in den plastischen Bereich der Verformung läßt sich in vivo nicht erkennen. Äußerlich sichtbare Knocheneinbrüche oder Bogenwurzelausrisse sind interindividuell abhängig von der Stärke der Wirbelsäule und intraindividuell von der Lage des Wirbels in der Gesamtwirbelsäule.

VI. LITERATURVERZEICHNIS

- Bell, G.H. Variation in strength of vertebrae with
Dunbar, O. age and their relation to osteoporosis
Beck, J.S. Calcif. Tissue Res., 1:75, 1967
Gibb, A.
- Brown, T. Some mechanical tests on the lumbosacral
Hanson, R. spine with particular reference to the
Yorra, A. intervertebral discs
J. Bone Joint Surg., 39 A:1135, 1957
- Götze, H.G. Techniken der operativen Skoliosebehand-
lung
Orthopäde, Bd. 1, Heft 4, 1973
- Herrington, P.R. Treatment of Scoliosis. Correction and
internal fixation by spine instrumentation
J. Bone Joint Surg., 44 A:591, 1962
- Hirsch, C. The introduction of force measurements
Waugh, T. guiding instrumental correction of scoliosis
Acta.orthop Scand., 39:136, 1968
- Hoffmann, K. Grundlagen der Dehnungsmeßstreifen-Technik
VD 72001, VD 73002/4, VD 76005, VD 78001
Hottinger Baldwin Meßtechnik, Darmstadt
- Idris, B. Operative und konservative Methoden:
Filip, K.B. eine skoliotische Wirbelsäule begradigen
Schnitger, F. selecta, 5:289, 1981

- Junghanns, H.
Schmorl, G. Die gesunde und die kranke Wirbelsäule
im Röntgenbild und Klinik
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1968
- Lamy, C.
Bazergui, A.
Kraus, H.
Farfan, H.F. The strength of the neural arch and the
etiology of spondylolysis
Orthop. Clin. North Am., 6:215, 1975
- Messerer, O. Über Elasticität und Festigkeit der
menschlichen Knochen
Cottasche Buchhandlung, Stuttgart, 1880
- Moslé, H.G.
Wellenkötter, B. Die Schallemissionsanalyse und ihre An-
wendung und Möglichkeiten auf orthopä-
dischem Gebiet in
Grenzschichtprobleme der Verankerung von
Implantaten unter besonderer Berücksichti-
gung von Endoprothesen
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1980
- Nachemson, A.
Schultz, A.B.
Berkson, M.H. Mechanical properties of lumbar spine
motion segments. Part III: Influences of
age, sex, disc level and degeneration
(in press), 1978
- Nachemson, A.
Elfström, G. Intravital wireless telemetry of axial
forces in Harrington distraction rods in
patients with idiopathic scoliosis
J. Bone Joint Surg., 53 A:445, 1971
- Nachemson, A.
Morris, J.M. In vivo measurements of intradiscal
pressure
J. Bone Joint Surg., 46:1077, 1964

- Panjabi, M.M. Effects of preload on load displacement
Krag, M.H. curves of the lumbar spine
White, A.A. Orthop. Clin. North Am., 88:181, 1977
Southwick, W.O.
- Perry, O. Fracture of the vertebral end-plate in
 the lumbar spine
Acta Orthop. Scand., 25 (Suppl.), 1957
- Rolander, S.D. Motion of the lumbar spine with special
 reference of the stabilizing effect of
 posterior fusion (thesis)
Depart. of Orthop. Surg., Göteborg, 1966
- Scheier, H.J.G. Vergleichende Wertung der operativen
Best, S. Skoliosenbehandlung nach Hibbs-Moe-Risser
 und der internen Fixation nach Harrington
Orthopäde, 1:241, 1973
- Schultz, A.B. Mechanical analysis techniques for improved
Hirsch, C. correction of idiopathic scoliosis
Clin. Orthop., 100:66, 1974
- Trias, A. Dynamic loads experienced in correction of
Bourassa, P. idiopathic scoliosis using two types of
Massoud, M. Harrington rods
Spine, Vol. 4, No. 3, 1979
- Waugh, T. Intravital measurements during instrumen-
 tal correction of idiopathic scoliosis
Trycheri Ab Litotrup, Göteborg, 1966

Weaver, J.K.

Bone: its strength and changes with
aging and an evaluation of some methods
for measuring its mineral content
J. Bone Joint Surg., 41 A:935, 1966

White, A.A.

Clinical biomechanics of the spine

Panjabi, M.M.

J.B. Lipincott Company, 1978

L E B E N S L A U F

Am 17. November 1957 wurde ich, Thomas Beyer, als Sohn des praktischen Arztes Dr. med. Heinrich Beyer und seiner Ehefrau Gertrud, geb. Spickermann, in Velbert geboren, wo ich auch katholisch getauft wurde. Die Einschulung erfolgte 1963 in die Volksschule "Am Baum". 1967 wechselte ich zum Städtischen Jungengymnasium Velbert. Dort erhielt ich 1976 nach bestandener Reifeprüfung mein Abiturzeugnis.

Zum Studium der Medizin immatrikulierte ich mich im Wintersemester 1976/77 an der Universität Düsseldorf. Nachdem ich dort das Physikum und das Erste Staatsexamen abgelegt hatte, wechselte ich zum 10. Semester zur medizinischen Fakultät der Gesamthochschule Essen. Nach dem Zweiten Staatsexamen im August 1981 absolvierte ich das Praktische Jahr (Wahlfach Radiologie) im Klinikum Niederberg in Velbert.

Nach bestandenem schriftlichen und mündlichen Prüfungsteil des Dritten Staatsexamens erhielt ich im Oktober 1982 die Approbation als Arzt und begann im Januar 1983 meinen Grundwehrdienst als Truppenarzt bei der Bundeswehr in Osnabrück.

Für die Vergabe des Themas gilt mein Dank
Prof. Dr. K.P. Schulitz, besonders aber
auch Oberarzt Dr. E. Hille für die Unter-
stützung bei der Durchführung der Arbeit
und allen anderen, die mir mit Rat und Tat
zur Seite standen.

